



**Henrique Plácido Paixão Cardeira de Almeida**

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

**Influência das chuteiras no risco de entorse do  
tornozelo de futebolistas saudáveis em relvado  
sintético**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Diogo Silva, Professor Adjunto Convidado, Área  
Técnico Científica de Ciências Funcionais, Escola  
Superior de Saúde do Porto

Co-orientador: Prof. Carla Quintão, Professora Auxiliar, Faculdade de  
Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa

**Setembro, 2019**



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA



## **Influência das chuteiras no risco de entorse do tornozelo de futebolistas saudáveis em relvado sintético**

Copyright © Henrique Plácido Paixão Carneira de Almeida, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



*Ao meu querido Avô Francisco*



## Agradecimentos

Inicio por agradecer à minha universidade, mais especificamente à minha faculdade e a todos os professores que contribuíram para o meu percurso académico, em especial à coordenadora do curso de Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, Dr.<sup>a</sup> Carla Quintão. Quero também agradecer ao Professor Rubim Santos e ao Professor Diogo Silva por toda a ajuda, flexibilidade e disponibilidade, bem como à Escola Superior de Saúde do Politécnico do Porto. Obrigado à Joana pela forma incansável como me ajudou e apoiou neste projeto, à minha família: Hermínia, Paulo, Catarina, M<sup>a</sup> José, António e ao Pedro, Rita e Santiago. Quero agradecer aos Racha-Lenha: Simões, AZ, GGT, ao Pai, ao Bema, ao Meireles e a todas as pessoas que me ajudaram, e também à grande casa do Belarmino e aos meus grandes amigos Baptista, Miguel e Brasil. Obrigado pelos desafios, experiências e por toda a ajuda que recebi





A entorse lateral do tornozelo é uma das lesões mais comuns na prática desportiva, em particular no futebol, podendo estar associada a vários fatores como o tipo de chuteira utilizada e a fadiga sentida pelos atletas. Deste modo, o objetivo deste estudo é avaliar a influência que diferentes modelos de chuteiras têm no deslocamento e na estabilização na receção ao solo, na sequência de um salto lateral em apoio unipodal, antes e após a aplicação de um protocolo de fadiga dos músculos peroniais com recurso a um dinamómetro isocinético. Foram avaliados 25 atletas do sexo masculino que realizaram um protocolo de saltos laterais com três modelos de chuteiras. A receção ao solo foi registada com uma plataforma de forças para adquirir dados relativos às forças de reação do solo (FRS) sendo que em relação ao deslocamento foram adquiridos dados através da utilização de um sistema optoelectrónico. Para o cálculo deste e das variáveis de estabilização, Tempo de Estabilização e Índice de Estabilidade Postural Dinâmica, foi utilizado o software *Spyder*, plataforma disponibilizada pelo *Python*. A análise estatística foi realizada com recurso ao programa *IBM SPSS Statistics®* versão 24.0, testando a normalidade os dados utilizando o teste de Shapiro-Wilk e, de acordo com o comportamento paramétrico dos dados, a análise foi realizada através do teste ANOVA de medidas repetidas. Relativamente ao tipo de chuteira utilizada não foram observadas diferenças estatisticamente significativas. No entanto, o efeito da fadiga mostrou-se significativo aumentando o deslocamento antero-posterior (AP) ( $p = 0.041$ ) e o Índice de Estabilidade Postural Dinâmica (IEPDV) ( $p = 0.002$ ) após o protocolo de fadiga. Concluiu-se com o presente estudo que diferentes modelos de chuteiras podem não ter influência na estabilização aquando receção ao solo. No entanto, a fadiga da musculatura eversora parece influenciar o controlo postural. Sugere-se a realização de estudos adicionais com terrenos em diferentes condições e a aplicação de protocolos de fadiga de musculatura proximal.

**Palavras-chave:** Estabilidade Dinâmica, Entorse Tornozelo, Futebol, Fadiga, Chuteiras, Superfície Artificial.

---



The lateral ankle sprain is one of the most common injury mechanisms related with sports activity, more precisely with soccer, which could be associated with various factors such as the footwear used and the fatigue experienced by athletes. Therefore, the objective of this study is to evaluate the effects that different cleat models have in distance traveled and jump landing stabilization of a lateral side hop in unilateral stance, before and after an application of a fatigue protocol of the peroneal muscles, by the means of a isokinetic dynamometer. 25 athletes were evaluated by executing a side hops protocol with three types of cleats. The jump landing was registered with a force platform to acquire ground reaction force signals and the data relative to the distance travelled was obtained by an optoelectronic system. To calculate the stability variables, Time To Stabilization and Dynamic Postural Stability Index, and the distance travelled, the software *Spyder*, platform available by *Python*, was used. The statistical analysis was completed with *IBM SPSS Statistics®* version 24.0, where to test the data for the normality, the Shapiro-Wilk's test was used, followed by ANOVA repeated measurements test for parametric data. Relatively to the different types of cleats used, no significant statistical differences were found. However, the effect of fatigue was statistically significant, leading to higher values of distance travelled in the antero-posterior plane ( $p = 0.041$ ) and on the vertical component of the Dynamic Postural Stability Index ( $p = 0.002$ ) after the application of the fatigue protocol. With the present study, it is possible to conclude that, although different types of cleats don't have influence in landing stabilization after a side hop test, it is possible that fatigue as an influence on postural control. It is suggested further studies with terrain in different conditions and the application of fatigue protocols of more proximal musculature.

**Keywords:** Dynamic Stability, Ankle Sprain, Soccer, Fatigue, Cleats, Artificial Surface.

---



# Índice

<b>Introdução .....</b>	<b>- 1 -</b>
<b>Contextualização Teórica.....</b>	<b>- 5 -</b>
<b>Entorse Lateral do Tornozelo .....</b>	<b>- 5 -</b>
<b>Fadiga e Controlo Postural .....</b>	<b>- 7 -</b>
Exercício Muscular Geral.....	- 8 -
Exercício Muscular Localizado .....	- 9 -
<b>Estabilidade Postural Dinâmica .....</b>	<b>- 11 -</b>
Tempo de Estabilização.....	- 13 -
Índice de Estabilidade Postural Dinâmica (IEPD).....	- 14 -
<b>Interação Atleta-Superfície de Jogo.....</b>	<b>- 15 -</b>
<b>Materiais e Métodos .....</b>	<b>- 19 -</b>
<b>Participantes .....</b>	<b>- 19 -</b>
<b>Instrumentos.....</b>	<b>- 20 -</b>
Qualisys Motion Capture® e Plataforma de Forças .....	- 20 -
Biodex® System 4.....	- 21 -
Python .....	- 22 -
<b>Procedimento Experimental.....</b>	<b>- 22 -</b>
Preparação dos Participantes.....	- 22 -
<b>Recolha de Dados .....</b>	<b>- 22 -</b>
<b>Processamento de Sinal .....</b>	<b>- 24 -</b>
Tempo de Estabilização.....	- 25 -
Índice de Estabilidade Postural Dinâmica .....	- 28 -
Deslocamento.....	- 29 -
<b>Estudo Estatístico .....</b>	<b>- 31 -</b>
<b>Resultados .....</b>	<b>- 33 -</b>
<b>Discussão .....</b>	<b>- 35 -</b>
<b>Conclusão e Perspetivas Futuras .....</b>	<b>- 41 -</b>
<b>Referências .....</b>	<b>- 43 -</b>

## Lista de Tabelas

NO ENTANTO, FORAM OBSERVADAS DIFERENÇAS ESTATISTICAMENTE SIGNIFICATIVAS NO QUE TOCA AOS EFEITOS DO FATOR FADIGA, MAIS CONCRETAMENTE EM RELAÇÃO AO IEPDV (P VALUE = 0.041) E AO DESLOCAMENTO AP (P VALUE = 0.002). AMBOS TENDEM A AUMENTAR COM A FADIGA MUSCULAR (TABELA 1). ..... - 33 -

## Lista de Abreviaturas

**TF** - *Turf*

**HG** - *Hard Ground*

**FG** - *Firm Ground*

**TE** - Tempo de Estabilização

**IEPD** - Índice de Estabilidade Postural Dinâmica

**FRS** - Forças de Reação do Solo

**TEAP** - Tempo de Estabilização no plano Antero-Posterior

**TEML** - Tempo de Estabilização no plano Medio-Lateral

**TEV** - Tempo de Estabilização no plano Vertical

**IEPDAP** - Índice de Estabilidade Postural Dinâmica Antero-Posterior

**IEPDML** - Índice de Estabilidade Postural Dinâmica Medio-Lateral

**IEPDV** - Índice de Estabilidade Postural Dinâmica Vertical

**ML** - Medio-Lateral

**AP** - Antero-Posterior

**V** - Vertical

# Lista de Figuras

FIGURA 1 - MOVIMENTO ASSOCIADO AO ENTORSE LATERAL DO TORNOZELO .....	- 6 -
FIGURA 2 - REPRESENTAÇÃO DOS TRÊS TIPOS DE CHUTEIRAS UTILIZADAS NO ESTUDO.....	- 16 -
FIGURA 3 - FIGURA À ESQUERDA, PODE OBSERVAR-SE UMA CHUTEIRA COM PITÕES MAIS CURTOS QUE PERMITEM UMA MAIOR ESTABILIDADE. JÁ NO LADO DIREITO É OBSERVÁVEL UMA CHUTEIRA COM PITÕES MAIS LONGOS, QUE POR CONTACTAREM COM A PORÇÃO DE ENCHIMENTO DO RELVADO ARTIFICIAL GERAM MAIOR INSTABILIDADE. -	17 -
FIGURA 4 - REPRESENTADAS AS CINCO CAMADAS CONSTITUINTES DE UM TÍPICO RELVADO ARTIFICIAL DE TERCEIRA GERAÇÃO.....	- 18 -
FIGURA 5 - IMAGEM ONDE É POSSÍVEL OBSERVAR UMA CÂMARA <i>Oqus 1</i> .....	- 21 -
FIGURA 6 - ILUSTRAÇÃO DA MONTAGEM EXPERIMENTAL.....	- 23 -
FIGURA 7 - GRÁFICO RELACIONADO COM A COMPONENTE VERTICAL DA FRS, CORRESPONDENTE AOS 5 SALTOS DE UM ATLETA PARA O CIMO DA PLATAFORMA DE FORÇAS.....	- 26 -
FIGURA 8 - GRÁFICO RELACIONADO COM A VARIAÇÃO DA COMPONENTE VERTICAL DA FRS, CORRESPONDENTE AOS 20 SEGUNDOS APÓS A RECEÇÃO AO SOLO. ....	- 27 -
FIGURA 9 - GRÁFICO ILUSTRATIVO DO CÁLCULO DA MÉDIA CUMULATIVA, REPRESENTATIVO DA VARIAÇÃO DA FRS VERTICAL EM NEWTONS COM O TEMPO EM SEGUNDOS. ....	- 27 -
FIGURA 10 - ILUSTRAÇÃO DO DESLOCAMENTO RELATIVO AO ÚLTIMO SALTO.....	- 30 -



# Introdução

Atualmente, o futebol é o desporto mais praticado a nível mundial, tendo em 2007 cerca de 265 milhões de praticantes. Com a popularidade crescente deste desporto, especialmente nas divisões femininas e camadas jovens, o número de praticantes tende a aumentar cada vez mais (Kunz, 2007).

Assim, torna-se extremamente importante prevenir lesões associadas a esta prática desportiva, tal como melhorar a *performance* neste desporto. A entorse lateral do tornozelo é uma das lesões mais comuns na prática desportiva (Ekstrand & Tropp, 1990; Tohyama et al., 1995), sendo responsável por 20% das lesões musculoesqueléticas em desportos coletivos (Burcal, Sandrey, Hubbard-turner, Mckeon, & Wikstrom, 2018) e 23% do total de lesões no futebol (Kunugi, Masunari, Yoshida, & Miyakawa, 2017).

Associados a estas lesões existem fatores de risco intrínsecos, tais como: características antropométricas, sendo que atletas mais altos e pesados possuem maior predisposição; laxidez ligamentar generalizada; membro dominante (Beynnon, Murphy, & Alosa, 2002); sexo do atleta, uma vez que atletas do sexo feminino possui risco de ocorrência de entorse acrescido (Brown C. N., Bowser, & Orellana, 2010; Doherty et al., 2013); défices de alinhamento do tornozelo e diminuição de força nos músculos peroniais (Beynnon et al., 2002); diminuição de amplitude de movimento de dorsiflexão, deslocamento do centro de pressão, histórico de entorses (Willems et al., 2005) e fadiga muscular, que influencia a propriocepção do atleta (Forestier, Teasdale, & Nougier, 2000). Uma vez que esta lesão ocorre, na maioria dos casos, na segunda parte do jogo (Hawkins & Fuller, 1999), é plausível que uma parte significativa destas ocorrências se deva à fadiga muscular da musculatura estabilizadora do tornozelo (Yaggie & McGregor, 2002). Além de fatores intrínsecos, também existem fatores extrínsecos, sendo o mais

significativo o índice de tração entre as chuteiras e a superfície de jogo (Hennig, 2011).

O futebol tem sofrido várias adaptações ao longo dos tempos. Entre elas verifica-se a maior utilização de relvados sintéticos, que permitem utilizações mais prolongadas que os relvados naturais (FIFA, 2015), sendo estes últimos mais sensíveis a variações de temperatura e uso frequente (Andersson, Ekblom, & Krustup, 2008). Paralelamente, verifica-se também a utilização de novos materiais e configurações geométricas para as chuteiras, consideradas uma das peças de equipamento mais importantes (Meyers, 2017), sendo a sua interação com a superfície de jogo algo que determina a tração disponível para o jogador (Sterzing, 2016). Dado a importância desta interação e a emergência da utilização de relvados sintéticos de terceira geração, considera-se relevante identificar quais os modelos de chuteiras mais utilizados neste terreno.

Existem principalmente três tipos de chuteiras utilizadas em relvado sintético: *Turf* (TF), *Hard Ground* (HG), e *Firm Ground* (FG) (Silva et al., 2017b). Segundo os fabricantes, o modelo TF é próprio para ser utilizado em campos artificiais, o modelo HG para utilizar em campos naturais duros ou campos de "terra batida" e o modelo FG é indicado para terrenos de relva natural de boa qualidade. No entanto, apesar das recomendações relativas a cada modelo, a maioria dos jogadores escolhe as suas chuteiras com base no seu peso, velocidade e precisão de remate e na sua estabilidade, utilizando frequentemente modelos HG e FG em relvados sintéticos (Sterzing, Müller, & Milani, 2010).

A falta de adaptação das chuteiras ao terreno de jogo pode eventualmente comprometer os gestos técnicos ou influenciar a informação propriocetiva aferente (Silva et al., 2019), potenciando lesões como as entorses do tornozelo (Freeman, Dean, & Hanham, 1965). A receção ao solo após um salto de um atleta é uma atividade que incorpora movimentos de inversão e flexão plantar associados com o mecanismo da entorse lateral do tornozelo (P. A. Gribble & Robinson, 2009). Freeman et al. (1965) formularam que défices propriocetivos aumentam a predisposição de atletas para a ocorrência de entorse lateral do tornozelo (C. Brown, Ross, Mynark, & Guskiewicz, 2004). Desta forma, considerou-

se a utilização de variáveis cinemáticas e cinéticas de forma a demonstrar as estratégias a que atletas recorrem para manterem a sua estabilidade postural (Wright, Arnold, & Ross, 2016). Este tipo de avaliação pode ser feita pedindo aos indivíduos para assumirem uma posição estática em apoio unilateral (Ross & Guskiewicz, 2004). No entanto, esta abordagem tornar-se insuficiente para evidenciar défices posturais e propriocetivos em atletas (Riemann, Caggiano, & Lephart, 1999; Wikstrom, Tillman, Smith, & Borsa, 2005). Uma melhor forma de mimetizar situações dinâmicas de jogo, bem como testar a capacidade de estabilização em atletas é recorrendo a testes funcionais que envolvam mudanças de direção associadas a múltiplos saltos, tal como o *Side Hop Test* (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). Além de ser mais desafiante que o teste estático, este incorpora movimentos de inversão e flexão plantar associados ao salto estando assim de acordo com o mecanismo de lesão frequentemente descrito (P. A. Gribble & Robinson, 2009; Wright et al., 2016). Adaptando o *Side Hop Test*, em contexto laboratorial podem ser avaliadas variáveis importantes no que respeita à predisposição para a entorse do tornozelo. Simpson, Stewart, Macias, Chander, & Adam, 2018 apuraram que vários estudos recorrem ao Tempo de Estabilização (TE) e ao Índice de Estabilidade Postural Dinâmica (IEPD) para determinar, através das forças de reação do solo (FRS), a capacidade de um indivíduo de acomodar forças ao efetuar a receção ao solo em apoio unipodal (C. N. Brown et al., 2010). O TE (Kaminski et al., 2003; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005) e o IEPD (Malmir, Olyaei, Talebian, Jamshidi, & Ganguie, 2017; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005) são exemplos destas variáveis.

O TE é o tempo, em segundos, necessário para o atleta estabilizar após uma receção em apoio unipodal, recorrendo às FRS para avaliar a estabilidade postural dinâmica (Kunugi et al., 2017; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005; Wright et al., 2016). Esta variável permite a avaliação em três planos distintos: antero-posterior (TEAP), mediolateral (TEML) e vertical (TEV). Além deste método, é possível recorrer ao método descrito por Wikstrom et al., 2005 para medir o IEPD (Shiravi, Shadmehr, Moghadam, & Moghadam, 2017; Wright et al., 2016). Esta medida é também sensível aos planos antero-posterior (IEPDAP), mediolateral (IEPDML) e vertical (IEPDV). Sendo um índice, não possui unidades,

dando uma noção de estabilidade diferente do TE (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). Valores mais elevados indicam maior dificuldade de estabilização do centro de massa ao transitar de um estado dinâmico para um estado estático (C. N. Brown et al., 2010).

Assim, com o aumento da utilização de relvados sintéticos de terceira geração (FIFA, 2015) e com a oferta de diferentes modelos de chuteiras com diferentes materiais e diversas configurações geométricas dos pitões, considera-se relevante analisar qual o melhor modelo de chuteiras para relvado sintético, de forma a minimizar o TE e o IEPD uma vez que podem ser bons indicadores da probabilidade de ocorrência de entorse lateral do tornozelo (Silva et al., 2017b).

Mais precisamente, este estudo pretende avaliar qual a influência que diferentes tipos de chuteiras têm no deslocamento de um atleta durante a estabilização após a receção ao solo após um salto lateral em apoio unipodal, através das componentes das FRS e de variáveis cinemáticas, antes e depois da realização de um protocolo de fadiga dos músculos eversores (músculos peroniais).

É expectável que os modelos de chuteiras mais estáveis apresentem valores de IEPD e TE que retratem maior estabilidade. Devido à natureza lateral dos saltos realizados, estima-se que os valores de IEPDML e TEMPL sejam inferiores nestes modelos. Espera-se que após o protocolo de fadiga, as diferenças estruturais das chuteiras possam influenciar as variáveis em estudo de forma mais notória (Wikstrom, Tillman, Schenker, & Borsa, 2008), bem como tornar observáveis possíveis efeitos da fadiga no controlo postural. Em relação aos modelos de chuteiras e tendo em conta o terreno utilizado para a avaliação, estima-se que o modelo TF tenha melhores valores de estabilização quando comparado com os modelos HG e FG, por ter pitões mais curtos que permitem a penetração total no terreno, maximizando a tração (Müller, Sterzing, Lange, & Thomas, 2010).

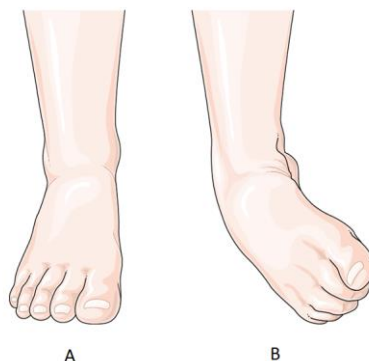
## Contextualização Teórica

Neste capítulo serão abordados conceitos teóricos necessários para a compreensão do trabalho realizado. Primeiramente, serão abordados conceitos sobre a lesão em estudo, a entorse lateral do tornozelo, nomeadamente uma breve descrição da articulação e do mecanismo de lesão, bem como os riscos e alguns métodos preventivos associados a esta lesão. De seguida, serão apresentados conceitos acerca da forma como a fadiga influencia o controlo postural, dividindo-se este subcapítulo em dois casos distintos: o caso da fadiga muscular gerada por um exercício físico geral, como correr ou remar; e o caso da fadiga associada a um exercício muscular localizado, que envolve o movimento de poucas articulações. Posteriormente, abordar-se-á o conceito de Estabilidade Postural Dinâmica, começando com a distinção entre estabilidade postural dinâmica e estática e do progresso científico em direção a protocolos de teste mais desafiantes para a população ativa e a medidas quantitativas de estabilidade dinâmica, passando de seguida a abordar dois métodos de cálculo de estabilidade postural dinâmica distintos: TE e IEPD, fazendo uma breve descrição do tipo de cálculos realizados em ambos. Por fim, é abordado o tópico da Interação Atleta-Superfície de jogo, onde são apresentados os modelos de chuteiras em estudo, bem como a influência que estes possuem nos estudos de prevenção de lesões e melhoramento de *performance* desportiva.

### Entorse Lateral do Tornozelo

O tornozelo é uma articulação de suporte formada pelas superfícies articulares distais das epífises do perónio e tibia e pela porção superior, lateral e medial do talus (Golanó, Dalmau-pastor, Vega, & Batista, 2014). As lesões associadas aos ligamentos laterais deste complexo estão entre as mais comuns em atletas (Hertel, 2002). Entre estas, o mecanismo de lesão mais comum destes ligamentos

ocorre através do movimento de inversão desta articulação (Fig. 1) (Golanó, Vega, & Leeuw, 2010), designado por Entorse Lateral do Tornozelo.



**Figura 1 - (A) Vista do plano frontal do pé na posição anatômica de referência (B) Vista do plano frontal do pé numa elevada amplitude do movimento de inversão. Este movimento está associado ao Entorse Lateral do Tornozelo, muitas vezes associado a mudanças abruptas de direção, paragem repentinas e saltos múltiplos (Silva et al., 2017).**

A ocorrência desta lesão possui fatores de risco intrínsecos, tais como: características antropométricas, sendo que atletas mais altos e pesados possuem maior predisposição; laxidez ligamentar generalizada; membro dominante (Beynnon et al., 2002); sexo do atleta, uma vez que atletas do sexo feminino possuem risco acrescido de ocorrência de entorse (Brown C. N., Bowser, & Orellana, 2010; Doherty et al., 2013); défices de alinhamento do tornozelo e diminuição de força nos músculos peroneais (Beynnon et al., 2002); diminuição de amplitude de movimento de dorsiflexão; deslocamento do centro de pressão; histórico de entorses (Willems et al., 2005) e fadiga muscular, que influencia a propriocepção do atleta (Forestier et al., 2000).

A propriocepção é caracterizada por Jacob MA, 2016 como sendo a capacidade de percepção da posição dos vários membros do corpo no espaço. O treino desta capacidade está relacionado com a utilização de tábuas de equilíbrio e com diversas formas que potenciam a prevenção de entorse lateral do tornozelo (Mohammadi, 2007).

De acordo com o estudo realizado por Mohammadi, 2007, além do método anteriormente descrito, a prevenção desta lesão ocorre, de modo geral,

através de mais dois métodos. O primeiro é o treino de força dos músculos eversores do tornozelo, uma vez que estes músculos quando frágeis estão associados a entorses recorrentes desta articulação (Willems, Witvrouw, Verstuyft, Vaes, & Clercq, 2002) constituindo um risco intrínseco.

A musculatura eversora mais poderosa é constituída pelos músculos *Peroneus Longus* e o *Peroneus Brevis*, surgindo ambos pelo aspeto lateral da perónio, tendo o primeiro uma origem mais proximal, participando ambos na dorsiflexão (Brockett & Chapman, 2016). Como será abordado em breve neste estudo, a fadiga desta musculatura pode induzir perda de proprioceção (Lundin, Feuerbach, & Grabiner, 1993; Paillard, 2012) e controlo postural (Yaggie & McGregor, 2002).

Para além dos riscos intrínsecos, também existem riscos extrínsecos sendo o mais significativo o índice de tração entre as chuteiras e a superfície de jogo (Hennig, 2011). Deste modo, a segunda forma de prevenir esta lesão é a utilização de suportes externos, que resulta na melhoria da função propriocetiva e previne o movimento de inversão, mantendo o tornozelo na posição anatomicamente correta.

## Fadiga e Controlo Postural

Nas áreas de medicina de reabilitação e desporto, é possível definir dois tipos de exercício: exercício muscular geral, que mobiliza todo o corpo, envolvendo várias articulações e grupos musculares; e exercício muscular localizado que se concentra num grupo muscular em particular (Paillard, 2012).

O controlo postural pode ser afetado pelos dois tipos descritos. O exercício muscular geral, associado a um elevado gasto de energia e solicitação do sistema metabólico, afeta negativamente os sistemas propriocetivos, nomeadamente a informação propriocetiva aferente bem como a integração desta mesma informação e eficiência muscular (Nardone, Tarantola, Giordano, & Schieppati, 1997). Os sistemas visual e vestibular também são afetados (Leper, Bigard, Diard, Gouteyron, & Guezennec, 1997).

Por outro lado, o exercício muscular localizado também pode afetar o controlo postural (P. A. Gribble & Hertel, 2004b, 2004a; Harkins, Mattacola, Uhl, Malone, & Mccrory, 2005; Paillard, Maitre, Chaubet, & Borel, 2010; Paillard, Margnes, et al., 2010; Yaggie & McGregor, 2002).

## **Exercício Muscular Geral**

Atividades como correr, remar ou ciclismo podem afetar o sistema de controlo postural das mais variadas formas. De uma forma mais direta, a prática destas atividades leva a alterações como o aumento da frequência cardíaca e, por consequência, do fluxo sanguíneo em todo o corpo. Ao mesmo tempo, a frequência respiratória também sofre alterações, subindo com o esforço físico efetuado. Como descrito por Paillard (2012), a hiperventilação e a taquicardia resultantes do esforço aeróbico ou anaeróbico afetam a amplitude das oscilações do corpo (Fox, Mihalik, Blackburn, Battaglini, & Guskiewicz, 2008) degradando, consequentemente, a estabilidade postural.

Em conjunto com estes mecanismos, a acumulação de metabolitos resultantes da atividade muscular tais como iões  $H^+$ , adenosina difosfato (ADP) e Fosfato inorgânico ( $P_i$ ) também afetam o controlo postural (Hargreaves, 2005). A desidratação também é um fator a ter em conta, provocando alterações na função vestibular por perda de líquido endolinfático, o que leva à perda de eficiência do controlo postural (Lion et al., 2010).

Este tipo de exercício também provoca alterações sensoriais. Lepers et al. (1997) apuraram no seu estudo que a utilização de estímulos visuais e vestibulares afetam o controlo postural. Ao tornar uma plataforma de apoio instável e utilizando elementos visuais imprecisos, tendo o atleta que recorrer apenas ao seu aparelho vestibular, foi visível uma maior dificuldade deste em manter uma posição ortostática. Relativamente aos estímulos visuais, durante uma corrida, um estímulo visual pode estimular compensações de controlo postural, causando a perceção de movimento do corpo (Lepers et al., 1997). É possível que acelerações horizontais e verticais provocadas pelo ato de correr, afetem negativamente o aparelho auricular (Paillard, 2012).



A fadiga é também acompanhada por efeitos na informação proprioceptiva. Segundo Paschalis et al. (2007), o dano muscular causado pela fadiga não só afeta a propriocepção como a sensação de força dos membros fatigados (Paschalis et al., 2007). Nardone et al. (1997) afirmaram que exercícios de caminhada afetam de forma mais eficaz a informação proprioceptiva aferente, do que exercícios de ciclo ergómetro (Nardone et al., 1997). Podemos então assumir que exercícios de corrida sejam ainda mais eficientes, sendo que esta atividade recruta mais músculos e, conseqüentemente mais força muscular, gerando mais efeitos na propriocepção.

Os efeitos acima descritos precisam então de ser compensados. Se uma via sensorial é afetada, outras vias podem intervir, compensando o efeito da fadiga. Por exemplo, durante exercícios de baixa intensidade, a fadiga induzida pode ser compensada por um aumento do nível de vigilância do atleta, que aumenta a eficiência de ativação dos neurónios motores e integração de informação aferente. Durante exercícios de maior intensidade, os atletas utilizam ajustes posturais antecipatórios, onde os músculos posturais atingem o nível de impulso crítico e de força crítica mais rapidamente (Paillard, 2012).

## **Exercício Muscular Localizado**

A fadiga muscular é caracterizada pelo aumento progressivo do esforço para produzir o mesmo nível de força, seguindo-se de uma incapacidade progressiva de manter esta força contínua e repetidamente (Enoka & Stuart, 1992).

A fadiga muscular induzida pela repetição de contrações musculares voluntárias leva à alteração da produção de potenciais de ação nas fibras nervosas dos neurónios motores (Allen, Lamb, & Westerblad, 2008) diminuindo a excitabilidade muscular e a força gerada (Hunter, Duchateau, & Enoka, 2004). Por outro lado, o ácido láctico produzido nas fibras musculares, e o conseqüente aumento de iões  $H^+$  provoca a descida do pH (Surenkok, Kin-isler, & Aytar, 2008) que leva ao aumento da latência muscular (Mello, Oliveira, & Nadal, 2007) e a

fadiga gerada, por exemplo, na musculatura estabilizadora do tornozelo, cria um déficit na propriocepção que atrasa a resposta protetora do tornozelo (Lundin et al., 1993; Paillard, 2012).

Paillard, 2012 distingue três formas distintas de induzir fadiga muscular localizada: a primeira consiste em provocar uma perda de força muscular até um valor pré estabelecido (P. A. Gribble & Hertel, 2004b, 2004a; Harkins et al., 2005; Silva et al., 2017b; Yaggie & McGregor, 2002), a segunda em realizar um número de repetições ou realizar uma ação muscular durante um período de tempo pré estabelecido (Lundin et al., 1993; Paillard, Maitre, et al., 2010; Paillard, Margnes, et al., 2010), e a terceira, e última, onde se induz a incapacidade de continuar a realizar contrações voluntárias (Vuillerme & Hintzy, 2007) (Paillard, 2012).

A fadiga muscular induz estratégias compensatórias desenvolvidas pelo sistema nervoso central que podem ser locais, periféricas e centrais.

As estratégias compensatórias locais são representadas pela ativação prematura dos músculos distais (Silva et al., 2017b), antecipando os movimentos que a fadiga muscular local possa comportar. Esta estratégia assemelha-se à atividade muscular aquando tarefas de controlo postural sem fadiga (Mawston, McNair, & Boocock, 2007). A regulação postural não requer ativações musculares máximas, pelo que a fadiga muscular localizada é facilmente compensada pelo recrutamento de novas unidades motoras e de outros músculos, bem como pela rotação das unidades motoras ativadas (Strang, Berg, & Hieronymus, 2009). Por exemplo, Granacher et al. (2010) apurou que se verifica um aumento da rigidez das articulações, o que se deve à ativação dos músculos antagonistas por forma a diminuir as oscilações do corpo (Granacher, Gruber, Förderer, Strass, & Gollhofer, 2010).

Do ponto de vista periférico, uma das estratégias é o recrutamento da musculatura proximal por forma a compensar a fadiga da musculatura distal (P. A. Gribble & Hertel, 2004b, 2004a). No caso do ponto de vista local, Harkins (2005) afirmou que os músculos estabilizadores medio-laterais (ML) do tornozelo assumem o papel de estabilização quando os estabilizadores antero-posteriores (AP) estão fatigados em movimentos AP (Harkins et al., 2005). No entanto, se a

fadiga fosse gerada, por exemplo, nos músculos extensores do joelho, uma vez que estes não possuem estabilizadores ML, não haverá uma prevenção das oscilações do corpo tão eficaz. Este tipo de fadiga leva a uma redistribuição das contribuições dos músculos ativados e coordenação multiarticular (Yiou, Heugas, Mezaour, & Le Bozec, 2009).

Por fim, a nível central, a fadiga muscular localizada tem um impacto negativo a propriocepção, levando ao aumento da contribuição de outras informações sensoriais no processo de regulação postural (Paillard, 2012). O aumento da sensibilidade dos fusos musculares (recetores sensoriais propriocetivos em forma de fuso, presentes nas fibras musculares) leva ao aumento da sensibilidade cutânea plantar (P. Gribble, Hertel, Denegar, & Buckley, 2004). Por outro lado, a importância do *feedback* visual para compensar a degradação propriocetiva também se verifica (Vuillerme, Burdet, Isableu, & Demetz, 2006).

## Estabilidade Postural Dinâmica

A noção de estabilidade no campo desportivo tem vindo a sofrer alterações ao longo do tempo. Estudos iniciais sobre controlo postural têm vindo a mostrar-se inconclusivos, sendo conduzidos com atletas em apoio unipodal numa posição estática e em superfícies estáveis e firmes, algo que não se assemelha a uma situação de prática desportiva, com movimentos dinâmicos tais como múltiplos saltos e rápidas mudanças de velocidade e direção (Shaw, Gribble, & Frye, 2008). Por outro lado, atletas que tenham patologias que afetam a sua estabilidade mostram-se capazes de estabilizar em apoio estático unipodal, mostrando-se este teste insuficiente para visualizar défices de estabilidade (Kaminski et al., 2003).

Riemann et al. (1999) afirmou que as avaliações estáticas podem não ter sensibilidade suficiente para revelar alterações e défices de controlo postural (Riemann et al., 1999), considerando a natureza dinâmica da atividade desportiva. Inclusive, alguns estudos dinâmicos não são capazes de reproduzir uma medida objetiva, entre os quais o teste conduzido no seu estudo. O interesse no campo da estabilidade postural dinâmica nas áreas do desporto e medicina de

reabilitação e ortopedia tem vindo a aumentar ao longo dos anos (Fransz, Huurnink, Boode, & Kingma, 2015), existindo recentemente mais interesse neste tipo de estabilidade, por constituir uma avaliação mais funcional e mais aplicável a atletas (Sell, 2012).

Goldie et al. (1989) definiram estabilidade postural dinâmica como a capacidade de transferir a projeção vertical do centro de gravidade em torno da base de suporte (Goldie, Bach, & Evans, 1989). Mais tarde, Malmir et al. (2017) caracterizaram estabilidade dinâmica pela capacidade de um atleta manter a estabilidade durante determinado movimento, de forma a prevenir lesões e de, simultaneamente, realizar uma tarefa com sucesso (Malmir et al., 2017). Esta tem vindo a ser testada através de perturbações na base de apoio (Shultz et al., 2000), perturbações do próprio indivíduo (Hoffman, Schrader, & Koceja, 1999) e, no caso do presente estudo por exemplo, pedindo ao indivíduo que mantenha o equilíbrio após uma mudança de posição (Silva et al., 2017b; Wikstrom et al., 2008).

A revisão bibliográfica acerca de biomecânica e estabilidade postural dinâmica em indivíduos com e sem instabilidade crónica do tornozelo realizada por Simpson et al. (2018) indica que, entre vinte estudos, onze examinaram a estabilidade postural dinâmica, dez incluíram variáveis cinemáticas no seu estudo e cinco tiveram em conta variáveis cinéticas.

Dos estudos que abordaram a estabilidade postural dinâmica, a maioria quantificou-a através do TE (Colby, Hintermeister, Torry, & Steadman, 1999) sendo também utilizado por alguns estudos o IEPD (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). O objetivo destas medidas é evidenciar défices de controlo postural através de testes mais exigentes para indivíduos que sejam fisicamente ativos (Sell, 2012).

Ao invés de testes subjetivos (Riemann et al., 1999), o TE reproduz uma medida objetiva de controlo postural, sendo este definido como o tempo necessário para o indivíduo estabilizar a resultante das FRS para o seu estado estático, isto é, minimizar a diferença entre a resultante das FRS depois do

contacto com o solo e a resultante das FRS na sua posição estática (Malmir et al., 2017; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005).

## Tempo de Estabilização

Através dos dados das FRS, é possível obter informação do TE nos planos AP, ML e vertical (V) (Colby et al., 1999).

Existem vários métodos de cálculo possíveis desta variável, diferenciando-se entre si, principalmente, através de quatro etapas de cálculo: escolha do tipo de sinal, processamento do sinal, definição de *threshold* e definição de estabilidade (Fransz et al., 2015).

A escolha do tipo sinal passa pela seleção dos planos que se pretendem utilizar para caracterizar o TE, sendo possível recorrer aos sinais FRS dos planos AP, ML e V, onde a maioria opta pela utilização dos três sinais.

De seguida, os sinais escolhidos podem, ou não, passar por processamento. Alguns estudos utilizam sinais *raw*, i.e., que não sofrem qualquer tipo de processamento (Brazen, Todd, Ambegaonkar, Wunderlich, & Peterson, 2010; Ebben, VanderZanden, Wurm, & Petushek, 2010; Liu et al., 2013; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005); outros utilizam média cumulativa, que consiste em calcular a média apenas com o primeiro ponto, depois com os primeiros dois pontos, e assim sucessivamente (Colby et al., 1999; Malmir et al., 2017; Saunders, Hanson, Koutakis, Chaudhari, & Devor, 2013; Wikstrom, Powers, & Tillman, 2004; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005); alguns estudos fazem *fitting* de uma função polinomial de terceiro grau, o que permite obter uma função próxima do comportamento do sinal (Kaminski et al., 2003); e, por fim, alguns estudos utilizam uma janela *Root Mean Square* (Tulloch, Phillips, Sole, Carman, & Abbott, 2012).

Após o processamento é necessário definir o valor de *threshold* a partir do qual o sinal se considera estável. Relativamente ao sinal FRS do plano V, vários estudos utilizam como valor o  $Peso\ do\ indivíduo \pm 5\% \times Peso\ do\ indivíduo$  (Brazen et al., 2010; Ebben et al., 2010; Liu et al., 2013; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Outros utilizam como valor de *threshold* a  $Média\ do\ sinal \pm 0.25 \times$

*Desvio Padrão*, que calcula a média de todo o sinal e o seu desvio-padrão por cada ensaio, calculando depois o referido valor (Colby et al., 1999; Malmir et al., 2017; Saunders et al., 2013; Wikstrom et al., 2004; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). Existe também o "*minimal range for a 10-15 s or 15 – 20 s window*", onde, utilizando os últimos 20 s do sinal são divididos em dois intervalos – dos 10 aos 15 s e dos 15 aos 20. Em cada um são calculados os valores máximo e mínimo, sendo subtraídos de seguida. O intervalo com menor valor é considerado como *threshold* (Marshall, McKee, & Murphy, 2009; Steib, Zech, Hentschke, & Pfeifer, 2013; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005). Por fim, outro método comum é a utilização do *threshold "average range of variation (10 – 20 s window) + 3 SD"*, onde é calculada a diferença entre o valor máximo e mínimo dos últimos 10 segundos do sinal, sendo o *threshold* correspondente a este valor adicionado a três vezes o desvio padrão do sinal (P. A. Gribble, Mitterholzer, & Myers, 2012; Webster & Gribble, 2010).

Relativamente à definição de estabilidade existem duas alternativas (Fransz et al., 2015). O sinal é considerado estável quando intersecta o *threshold* definido pelo estudo (Brazen et al., 2010; Colby et al., 1999; Liu et al., 2013; Malmir et al., 2017; Wikstrom, Tillman, & Borsa, 2005) ou o sinal tem que se manter no intervalo definido (Saunders et al., 2013; Wikstrom et al., 2004; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005).

## Índice de Estabilidade Postural Dinâmica (IEPD)

No entanto, o TE não se apresenta como a única forma de avaliar a estabilidade dinâmica postural, existindo uma alternativa: o IEPD (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005).

Este último método utiliza as três componentes das FRS, analisando como é que estas variáveis variam em torno de 0, no caso das componentes AP e ML e, em torno do peso do indivíduo, no caso da componente V. Este índice, ao invés de quantificar a estabilidade através de três medidas distintas para três planos tal como o TE, quantifica estabilidade apenas através de uma medida sensível aos três planos de forma, no mínimo, tão precisa e exata como o TE, constituindo este

facto uma vantagem a nível analítico, não sacrificando medidas de estabilidade apenas numa direção (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005).

## Interação Atleta-Superfície de Jogo

Estudos referem que praticantes de futebol nomeiam a chuteira como sendo a ferramenta mais importante nesta prática desportiva, especialmente a interação desta com o terreno de jogo (Sterzing et al., 2010) e, por outro lado, do atleta com a bola (Sterzing, 2016). As chuteiras devem ser escolhidas tendo em conta o tipo de terreno, existindo várias configurações para as suas solas (Lees & Nolan, 1998), devendo permitir que os jogadores obtenham a tração necessária para que não escorreguem ou derrapem, prevenindo lesões e aumentando a sua agilidade (Conenello, 2010).

Silva et al. (2017) referem que existem três tipos principais de chuteiras de futebol (Fig. 2). O modelo TF caracteriza-se pelo número elevado de pequenos pitões, geralmente mais que 55, ideal para superfícies sintéticas, e com um tamanho de 6-7 mm compostos por borracha e sola complacente. Já o modelo HG é indicado para relvados naturais duros e campos de terra e possuem pitões ligeiramente mais longos que os TF, mais concretamente com 10-12 mm, mas em menor quantidade, com 14 unidades que permitem uma maior tração. Por fim, o modelo FG utilizado para relvados naturais em condições normais é caracterizado por ter pitões com 10-12 mm de comprimento e 11 unidades. Os modelos HG e FG são compostos por pitões de um material plástico e uma sola rígida (Silva et al., 2017a). Apesar do uso do modelo TF ser recomendado pelos fabricantes (Müller et al., 2010), presentemente muitos jogadores optam pela utilização dos último dois modelos descritos (Sterzing, Müller, Schwanitz, Odenwald, & L. Milani, 2008).




Type of cleats		
		
Turf	Hard ground	Firm ground

Figura 2 - Representação dos três tipos de chuteiras utilizadas no estudo. À esquerda encontra-se o modelo TF, caracterizado por um elevado número de pitões mais curtos. Ao meio, o modelo HG com menor número de pitões, mas com maior comprimento. Por fim, à direita, o modelo FG, com menor número de pitões que o modelo descrito anteriormente.

Adaptado de Silva et al., 2017.

Além disso, existem vários estudos que abordam a influência das chuteiras de duas perspectivas distintas: relativamente ao aumento de *performance* desportiva, com objetivos como o aumento da aceleração ou melhor controlo da bola (Hennig, 2011; Sterzing et al., 2010) ou à prevenção de lesões, com vista ao aumento de tração e estabilidade (Müller et al., 2010; Silva et al., 2017b).

Relativamente à *performance*, estudos afirmam que a altura dos pitões pode ter influência, uma vez que para chuteiras com pitões mais curtos em terrenos artificiais em condições secas ou húmidas o desempenho é afetado de uma forma negativa (Sterzing, Müller, Hennig, & Milani, 2009), possivelmente devido à diminuição de tração (Clercq et al., 2014). Por outro lado, a geometria dos pitões também constitui uma variável a ter em conta (Sterzing et al., 2009). Chuteiras em forma de lâmina, com orientação paralela, permitem uma maior tração ao realizar manobras medio-laterais, ao invés das chuteiras em forma elíptica, que por possuírem uma maior área de secção podem ter uma penetração no terreno tão eficiente (Clarke & Carré, 2010). Vários estudos (Clarke & Carré, 2010; Müller et al., 2010; Sterzing et al., 2009) associaram também modelos com pitões mais longos a redução de *performance*, sendo que, caso estes não penetrem por completo no terreno, dificultam a realização de testes, diminuindo a agilidade do futebolista. Mcghie e Ettema (2013) verificaram também que as condições do terreno onde se realizam os testes podem ter influência nos resultados, uma vez que terrenos com menor comprimento de relva artificial e menor quantidade de enchimento estão associados a maiores valores de tração.



Este estudo verificou também que existem diferenças nos valores de tração quando o terreno artificial está molhado ou seco (Mcghie & Ettema, 2013).

Quanto à prevenção de lesões, existem muitos estudos que avaliaram o risco de ocorrência de lesão recorrendo a sistemas optoelectrónicos (*Qualisys motion capture®*) aliados a plataformas de pressão (Bennett, Brock, Brosnan, Sorochan, & Zhang, 2015; Gehring, Rott, Stapelfeldt, & Gollhofer, 2007; Kaila, 2007; Silva et al., 2017b). O estudo de Conenello (2010) afirma que o modelo TF apresenta uma maior complacência (Conenello, 2010), podendo prevenir lesões associadas a impactos repetidos (Smith, Dyson, & Janaway, 2004). Em adição, ao serem realizados testes com exercícios com mudanças repentinas de direção em relvado sintético, pitões de alumínio produzem menores FRS ML que o modelo TF ou sapatilhas de corrida sem pitões (Bennett et al., 2015). Tal efeito poderá dever-se, mais uma vez, à penetração insuficiente no terreno, que induz menor rapidez na realização de tarefas, mas também um maior sentido de instabilidade (Fig. 3) (Clarke & Carré, 2010; Müller et al., 2010). Também no caso da prevenção, é necessário ter em conta o tipo de terreno de jogo (38).

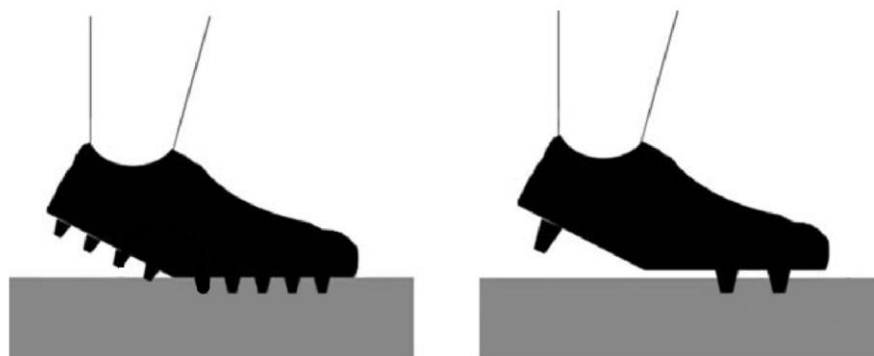
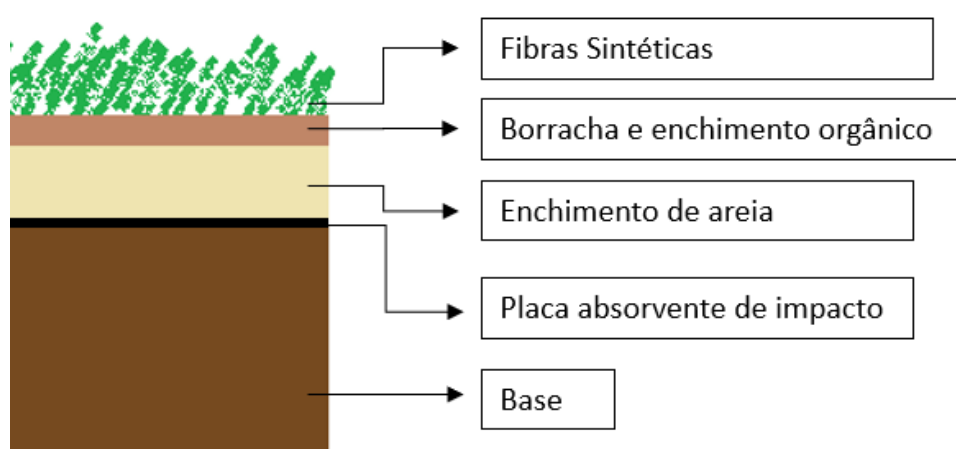


Figura 3 - Nesta figura é possível observar o exemplo descrito no texto anterior. Na figura à esquerda, pode observar-se uma chuteira com pitões mais curtos que permitem uma maior estabilidade. Já no lado direito é observável uma chuteira com pitões mais longos, que por contactarem com a porção de enchimento do relvado artificial geram maior instabilidade.

Adaptado de Müller et al., 2010

Os tipos de terreno bem como as suas condições, também são uma parte muito importante da interação entre atletas e o terreno de jogo. Apesar da existência de relvados naturais, estes são sensíveis a mudanças de temperatura (Andersson et al., 2008) e suscetíveis a danos mais prematuros com o decorrer de

utilização intensiva (FIFA, 2015). Assim, a alternativa mais popular é recorrer a relvados artificiais, que colmatam as falhas anteriores. A tecnologia mais recentemente utilizada é designada por relvado artificial de terceira geração, um relvado constituído por uma base, com uma camada de um material absorvente de impacto, seguida de um enchimento de areia. No topo destas três camadas está outra camada de enchimento composta por borracha e enchimento orgânico, sendo o topo do relvado constituído por fibras sintéticas (Fig. 4) (FIFA, 2015).



**Figura 4 - Nesta figura encontram-se representadas as cinco camadas constituintes de um típico relvado artificial de terceira geração (FIFA, 2015).**

O estudo realizado por De Clercq et al. (2014), afirma que o modelo de chuteiras que é utilizado por atletas em situações de terreno seco pode não ter o mesmo efeito quando o terreno se encontra húmido. Nesse mesmo estudo, modelos de chuteiras como o modelo TF apresenta valores inferiores de tração em terreno húmido (Clercq et al., 2014).

Desta forma, pode considerar-se a interação atleta-terreno como relevante, sendo que interfere não só na *performance* mas também na prevenção e risco de ocorrência de lesão, recomendando-se a utilização de protocolos de natureza dinâmica e imprevisível de forma a serem detetadas diferenças entre os variados modelos de chuteiras (Silva et al., 2017a).

# Materiais e Métodos

Neste capítulo será apresentada a descrição dos participantes, bem como os fatores de inclusão e exclusão dos mesmos, partindo de seguida para uma breve descrição dos instrumentos utilizados. Entre estes encontram-se o sistema optoeletrónico (*Qualisys motion capture®*) e a plataforma de forças, o dinamómetro isocinético (*Biodex® System 4*) e o *Pyhton*. Seguidamente descrever-se-á o protocolo experimental, que está dividido em dois momentos, um antes e outro após a aplicação do protocolo experimental de fadiga. Continuamente, será apresentado o processamento de sinal, nomeadamente a obtenção das variáveis TE, IEPD e Deslocamento. No subcapítulo relativo ao Estudo Estatístico, poderá ser encontrada uma breve descrição do estudo de estatístico realizado sobre o conjunto de dados obtido.

## Participantes

### Descrição dos participantes, fatores de exclusão

Como critérios de inclusão neste estudo, os participantes tinham que ter idade compreendida entre os 18 e 30 anos, sexo masculino e pelo menos 5 anos consecutivos de prática desportiva federada em futebol.

Neste estudo participaram 25 atletas (idade =  $23.48 \pm 2.14$  anos, massa =  $68.46 \pm 4.94$  kg, altura =  $175.70 \pm 5.71$  cm, IMC =  $22.18 \pm 1.32$  kg/m<sup>2</sup>; média  $\pm$  desvio padrão). A maioria dos participantes possui entre 11 a 15 anos de prática desportiva (66.7%) e treina entre 7 a 8 horas por semana (81.5%).

Quando questionados sobre que tipo de calçado os atletas utilizam quando jogam ou treinam em relvado artificial de terceira geração, 7.4% revelaram utilizar chuteiras do tipo TF, 29.6% utilizam chuteiras do tipo HG e 63% utilizam chuteiras do tipo FG. Desta forma, é possível aferir que a maioria dos participantes utiliza chuteiras indicadas para relvados naturais e não para relvado

sintético (Meyers, 2017; Müller et al., 2010; Queen, Charnock, Jr, Hardaker, & Sims, 2008).

Foram definidos como critérios de exclusão: histórico de entorse prévio e de procedimentos cirúrgicos nos membros inferiores, distúrbios de equilíbrio, neuropatias ou outras patologias que afetem o controle postural e atletas sob a influência de anestésicos locais.

Atletas que tenham sofrido lesões neuro-musculo-esqueléticas há menos de um ano foram também excluídos deste estudo, tendo na sua totalidade menos de 2 respostas positivas ao *Ankle Instability Instrument* (Silva et al., 2018), não apresentando, por isso, instabilidade funcional (Docherty, Gansneder, Arnold, & Shepard, 2006). Também não apresentavam instabilidade mecânica, confirmada através do *Anterior Drawer Test* (Glasgow, Jackson, & Jamieson, 1980).

## Instrumentos

### *Qualisys Motion Capture®* e Plataforma de Forças

Para a recolha de informação sobre o deslocamento do indivíduo nos três eixos, recorreu-se ao *Qualisys Motion Capture®*, com uma excelente fiabilidade intra-observador (ICC = 0,90), a quatro câmaras (*Oqus 1*) com uma frequência de amostragem de 1000 Hz (*Qualisys AB*, Packhusgatan 6 S411 13 Gothenburg, Sweden) e a três marcadores refletivos de 19 mm. As câmaras *Oqus 1* (Fig.5) enviam sinais infravermelhos intermitentes com uma frequência correspondente à frequência de amostragem. Estes sinais são refletidos pelos marcadores sendo possível triangular a sua posição no espaço através dos dados das quatro câmaras.



Figura 5 - Nesta imagem é possível observar uma câmara *Oqus 1*. As pequenas bolas são emissores infravermelhos, que ao emitirem um sinal em direção a um marcador refletor, irão receber a radiação no recetor, adquirindo informação acerca da posição do mesmo.

Relativamente à obtenção das FRS foi utilizada uma plataforma de forças *Bertec®* FP4060-10 ligada a um amplificador AM 6300 (*Bertec Corporation*, 6171 Huntley Road Suite J, Columbus, OH, USA). A plataforma é constituída por uma placa metálica que assenta em sensores piezoelétricos, permitindo uma resposta suficientemente rápida para as variações repentinas das FRS no contexto desportivo (Parker, 2000). Esta plataforma está posicionada sob um tapete de relva artificial de terceira geração composta por fibras de polietileno com um comprimento de 60-65 mm e que no seu interior contém sílica e borracha, com uma área de 2 m<sup>2</sup>. A instalação foi realizada por profissionais, sendo a plataforma calibrada após a instalação estar concluída.

### ***Biodex® System 4***

Recorreu-se ao *Biodex® System 4* (*Biodex Medical Systems, Inc.* 20 Ramsey Road, Shirley, NY, USA) para o processo de indução de fadiga dos músculos eversores do tornozelo. Este aparelho é utilizado para medir o momento de força em °/s, que um sistema monoarticular efetua num determinado tipo de movimento (ICC com valores entre 0,87 e 0,90). Utilizou-se também um metrónomo digital ([www.metronomeonline.com](http://www.metronomeonline.com)) para controlo da velocidade a que os saltos eram realizados.

## Python

Para o processamento e análise de sinais utilizou-se o *programming environment* Python para desenvolver o algoritmo de obtenção do TE, IEPD e Deslocamento.

## Procedimento Experimental

### Preparação dos Participantes

Ao pedir aos atletas para chutar uma bola, determinou-se o membro inferior dominante do atleta. De seguida procedeu-se à colocação do marcador no centro da face posterior da chuteira.

A escolha do tamanho da chuteira foi efetuada de forma a que o dedo mais longo do pé de cada participante se encontrasse a cerca de 0.5 cm da porção anterior da chuteira.

### Recolha de Dados

A recolha de dados foi dividida em dois momentos distintos: antes da aplicação do protocolo de fadiga (M1) e depois da aplicação do mesmo (M2) (Silva et al., 2017b).

Antes da tarefa, os atletas iniciaram com um breve aquecimento de 10 minutos recorrendo a um ciclo-ergómetro com 2% da sua massa corporal, seguindo depois para a realização de breves alongamentos autodirigidos.

#### Momento 1 (M1)

Iniciou-se depois o momento M1. A tarefa consistia em realizar 3 séries de 5 saltos laterais com apoio unipodal (membro dominante), em que cada série é realizada com um tipo de chuteira: TF, HG ou FG (Fig. 6). Após o último salto, o atleta faz a receção ao relvado sobre a plataforma onde permanece em apoio unipodal durante 60 s. Este tipo de teste mimetiza de uma melhor forma a natureza dinâmica associada à prática desportiva (Wikstrom, Tillman, Smith, et al.,

2005) e permite recolher informação acerca do TE e IEPD aquando a receção do último salto.

Os ensaios foram precedidos por uma série de ensaios de aquecimento com o seu calçado, de forma a que o atleta se ambientasse ao protocolo, minimizando o fator de aprendizagem entre séries. A ordem de chuteiras usadas foi aleatória, minimizando o fator ordem. Cada salto tinha de ter uma distância

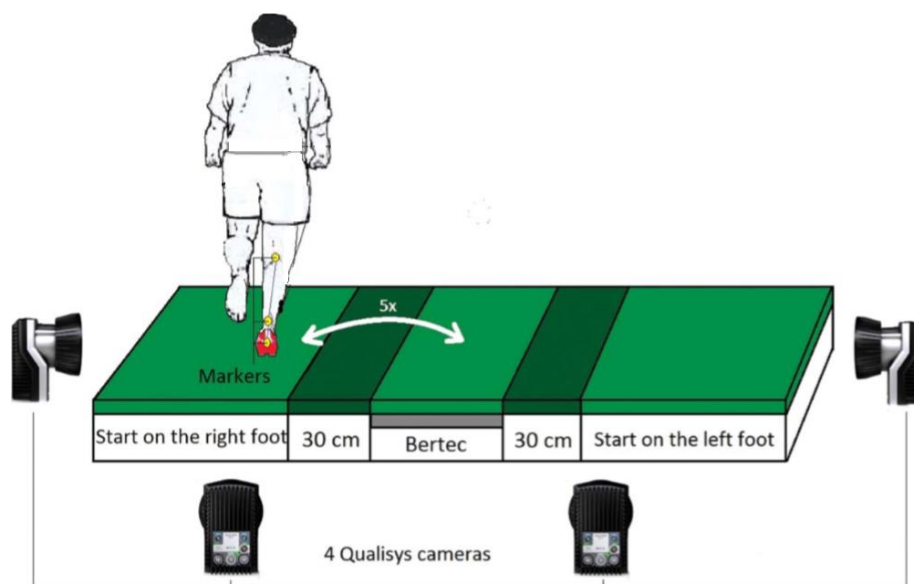


Figura 6 - Ilustração da montagem experimental. O indivíduo realizava 5 saltos no timing indicado no texto, contando como um salto a deslocação para cima da plataforma Bertec® e a deslocação para a posição inicial, estabilizando o quinto salto sobre a plataforma. Adaptado de Silva et al., 2017.

mínima de 30 cm desde o ponto inicial até ao ponto de receção, caso contrário o ensaio seria invalidado. Os saltos foram realizados com uma cadência predefinida de 120 bpm, com auxílio do metrónomo. Caso o atleta falhasse a cadência a série seria invalidada e iniciar-se-ia uma nova tentativa.

Optou-se pela realização deste tipo de teste, pois apesar da estabilidade postural ser frequentemente avaliada durante períodos estáticos (Simpson et al., 2018), devido às elevadas competências motoras dos atletas em estudo, este tipo de avaliação pode não ser suficiente para evidenciar défices de estabilidade (Simpson et al., 2018; Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005).

## Momento 2 - Protocolo de Fadiga

De seguida deu-se início ao momento M2. Após completarem as séries e concluírem 5 minutos de descanso, os atletas prosseguiram para a aplicação do protocolo de fadiga. Para este processo utilizou-se um protocolo de fadiga direcionado para a musculatura eversora em dinamómetro isocinético com tipo de contração concêntrica/excêntrica, com o objetivo de afetar os principais músculos estabilizadores do tornozelo aquando do movimento de inversão associado à entorse lateral do tornozelo (South & George, 2007). Os participantes sentaram-se com a coxa e o tronco com 90° entre si, o joelho a 35° e o tornozelo a 80°.

De forma a ser possível medir o *peak torque*, os atletas fizeram 3 a 5 repetições de preparação fazendo depois 3 contrações máximas a 120°/s (Gutierrez, Jackson, Dorr, Margiotta, & Kaminski, 2007). O movimento foi realizado com uma amplitude de 30°, sendo que 20° correspondem à inversão do tornozelo e 10° à sua eversão. Após a obtenção do *peak torque*, determinou-se que os indivíduos estavam em regime de fadiga quando realizavam 3 contrações consecutivas menores que 50% do seu *peak torque* (Gutierrez et al., 2007; Wikstrom et al., 2004; Yaggie & McGregor, 2002).

Os atletas seguiram de imediato para a execução do segundo momento de avaliação, de forma a minimizar o efeito de recuperação dos músculos eversores. O protocolo de fadiga foi repetido 3 vezes, uma vez por cada chuteira.

## Processamento de Sinal

Todo o processamento realizado neste estudo diz respeito ao último dos cinco saltos realizados pelo atleta, onde este faz a receção ao solo sobre a plataforma de forças e estabiliza em apoio unipodal durante cerca de 60 s. Neste salto, avaliaram-se: o TE, o IEPD a partir dos sinais adquiridos através da plataforma de forças e o deslocamento do segmento do pé nos três planos, através do marcador localizado no centro da face posterior da chuteira detetado pelo sistema *Qualisys motion capture®*.



## Tempo de Estabilização

Simpson, Stewart, Macias, Chander, & Adam, 2018 observaram que entre onze estudos que examinaram a estabilidade dinâmica postural: sete utilizaram o TE e quatro utilizaram o IEPD (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005) Ambas podem ser consideradas medidas indiretas de controlo neuromuscular após a receção ao solo (Malmir et al., 2017; Wikstrom et al., 2006).

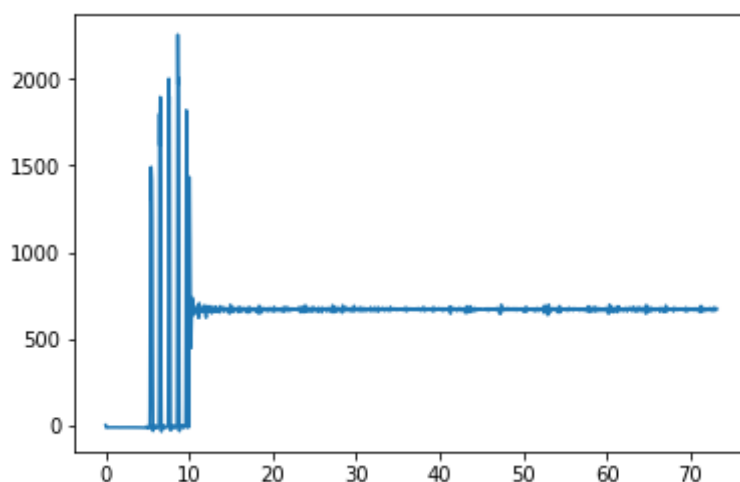
O TE é definido como o tempo necessário para que o sinal FRS atinja um estado considerado estável, após a receção ao solo (Malmir et al., 2017). Existindo várias maneiras de calcular esta variável, são observáveis diferenças entre os diferentes métodos de cálculo, quando comparados entre si. O estudo de Fransz et al. (2015) apurou que uma das maiores diferenças entre métodos é o tempo considerado após o contacto com o solo. Estes afirmaram também que, um sinal com maior duração será mais horizontal, influenciando aproximações como a utilizada no método polinomial de terceira ordem, uma vez que o valor do TE é maior. Este facto aparenta demonstrar que, quanto mais estável é o indivíduo, maior será o seu TE, contradizendo a definição deste tempo (Fransz et al., 2015). Por outro lado, o método *Root Mean Square*, que se aproxima mais do sinal original, já não será afetado, preservando muitas das variações deste. Neste caso, o sinal tem mais probabilidades de intersectar o *threshold*, pelo que é recomendado que se considere o indivíduo estável quando este se mantém durante 0.5 s entre os níveis do *threshold* (Tulloch et al., 2012).

Uma vez que a definição de atingir a estabilidade dinâmica está diretamente relacionada com a definição do *threshold*, este cálculo também pode constituir diferenças significativas. Considere-se um indivíduo com uma posição estável com muita variância no sinal. Caso o *threshold* seja calculado através do desvio-padrão, existirá um maior intervalo, e por isso, o indivíduo terá um TE menor. Esta hipótese pode constituir uma subvalorização do TE do indivíduo (Fransz et al., 2015).

Inicialmente, tomou-se a opção metodológica de realizar o cálculo do tempo de estabilização através do método *Root Mean Square* (Ross & Guskiewicz, 2004; Tulloch et al., 2012). O *threshold* foi definido como no estudo

de Colby et al. (1999), sendo a média de todo o sinal  $\pm$  um quarto do desvio padrão do sinal (Colby et al., 1999), considerando-se o indivíduo estável quando este permanecia no intervalo de *threshold* por 0.5 s (Ross & Guskiewicz, 2004; Tulloch et al., 2012). Esta consideração teve em conta o facto do sinal obtido através do método *Root Mean Square* mimetizar de forma mais próxima o sinal FRS não processado, podendo intersectar várias vezes o intervalo de *threshold*. No entanto, as medições obtidas através deste método demonstraram-se irregulares, optando-se por um método diferente

A medição do TE corresponde apenas ao último salto para o cimo da plataforma de forças, como exemplificado na Fig. 7.



**Figura 7 - Gráfico relacionado com a componente vertical da FRS, correspondente aos 5 saltos de um atleta para o cimo da plataforma de forças.**

Em alternativa ao processo anterior, ao sinal das FRS obtido através da plataforma de forças, foi aplicado um filtro *Butterworth* passa-baixo de quarta ordem de 15 Hz, por forma a filtrar as altas frequências do sinal. Para o cálculo do TE utilizaram-se os 20 s após a receção ao solo do atleta e calculou-se a média cumulativa para as três componentes da força: TEV, TEAP e TEMPL, como demonstrado na Fig. 8.

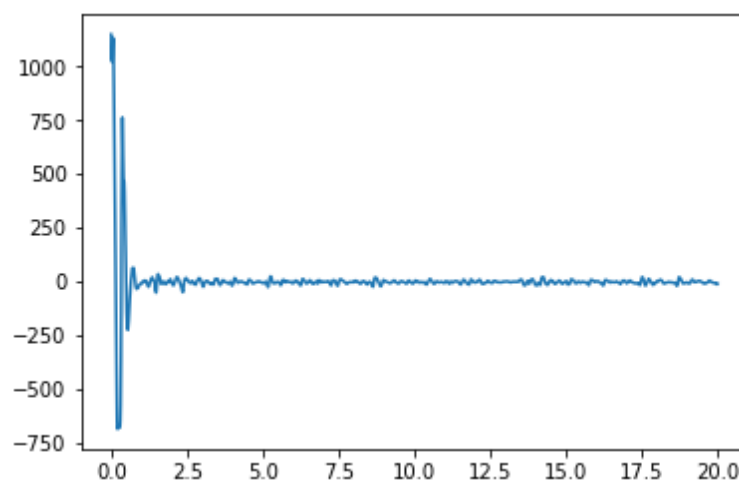


Figura 8 - Gráfico relacionado com a variação da componente vertical da FRS, correspondente aos 20 segundos após a receção ao solo.

Este cálculo consiste em calcular a média apenas com o primeiro ponto, depois calcular a média com dois pontos (o primeiro ponto e o seguinte), e assim sucessivamente. O último ponto é então a média de todos os pontos do sinal. Este método é utilizado por diversos estudos (Colby et al., 1999), constituindo uma das opções metodológicas mais populares relativamente ao estudo do TE (Fransz et al., 2015), como exemplificado na Fig. 9.

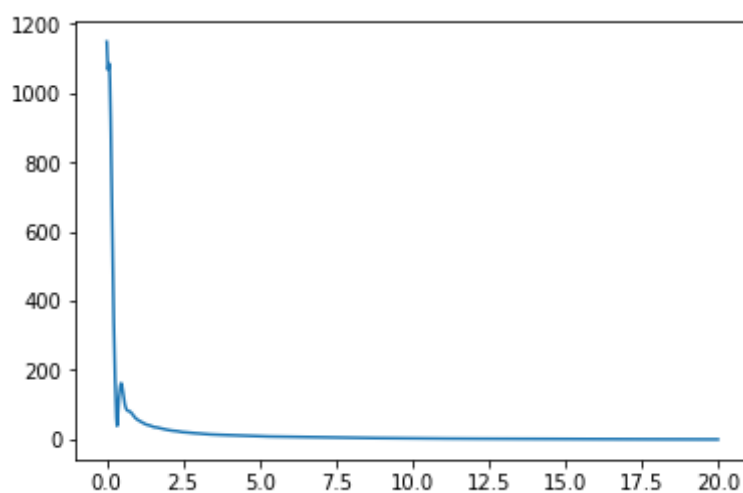


Figura 9 - Gráfico ilustrativo do cálculo da média cumulativa, representativo da variação da FRS Vertical em Newtons com o tempo em segundos.

Para *threshold* considerou-se a média  $\pm$  um quarto do desvio padrão do sinal FRS (Colby et al., 1999; Malmir et al., 2017; Wikstrom et al., 2004), uma vez que, ao utilizar um filtro passa-baixo de 15 Hz, filtraram-se altas frequências, restando apenas variações de sinal que não irão afetar suficientemente o valor de *threshold* para que se verifique uma subvalorização do TE (Fransz et al., 2015). Por fim, considerou-se o atleta estável quando o sinal da média cumulativa intersectasse o valor de *threshold*, uma vez que, dado a natureza do sinal processado, não é calcular o tempo que o sinal está entre os limites do intervalo de *threshold*.

Esta medida de estabilidade permite obter informação temporal sobre a estabilização da receção ao solo de um atleta após uma tarefa como o *Side Hop Test* (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005), sendo uma medida eficiente no que toca à avaliação dos efeitos da fadiga (Wikstrom et al., 2004) ou até para comparar grupos de indivíduos saudáveis com sujeitos com instabilidade crónica do tornozelo ou outras patologias (Silva et al., 2019).

## Índice de Estabilidade Postural Dinâmica

Outra forma de obter uma medida objetiva de estabilidade dinâmica é através do IEPD (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). Neste caso, utilizaram-se os sinais FRS respetivos aos 3 segundos após a receção ao solo do atleta, sendo este o intervalo de tempo que melhor mimetiza atividades funcionais e desportivas, e também por permitir uma comparação mais eficaz do presente estudo com outras investigações (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). Nesta medida, calcularam-se índices relativos aos três planos: IEPDAP, IEPDML e IEPDV. Estes índices foram calculados recorrendo às seguintes expressões:

$$IEPDAP = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (0 - x_i)^2}{n}} \quad IEPDML = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (0 - y_i)^2}{n}} \quad IEPDV = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (Peso - z_i)^2}{n}}$$

onde x, y e z correspondem, respetivamente, aos valores das forças de reação do solo das componentes antero-posterior (AP), medio-lateral (ML) e vertical (V) e n o número de amostras. Enquanto o IEPDAP e o IEPDML são

flutuações em torno de 0, em IEPDV são examinadas as flutuações em torno do peso do atleta em Newtons. O IEPD tem uma expressão que combina estes três índices:

$$IEPD = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (0 - x_i)^2 + \sum_{i=0}^n (0 - y_i)^2 + \sum_{i=0}^n (Peso - z_i)^2}{n}}$$

Apesar de não fornecer uma análise temporal, o IEPD permite a obtenção de informação acerca da estabilidade de um indivíduo. As medições realizadas permitem a análise da estabilidade em três direções e através de uma medida geral, sendo possível observar efeitos globais na estabilidade (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005).

## Deslocamento

No estudo de Malmir et al. (2017), acentuou-se a necessidade de se efetuar estudos cinemáticos de forma a perceber os efeitos que o fator fadiga provoca na estabilidade (Malmir et al., 2017).

De forma a obter o deslocamento relativo aos três planos utilizou-se o marcador localizado na porção posterior da chuteira (Fig. 7). Ao sinal do sistema *Qualisys® motion capture* foi aplicado um filtro de média móvel com uma janela de 11 amostras. De seguida, utilizando apenas o sinal do último salto, correspondente ao momento em que o atleta deixa de estar em contacto com o solo até que este estabilize a sua receção, calculou-se para cada um dos três planos o ponto máximo e mínimo, subtraindo estes valores de seguida. Este processamento foi realizado através de uma rotina desenvolvida com a ajuda do *Python*, nomeadamente através da plataforma *Spyder*.

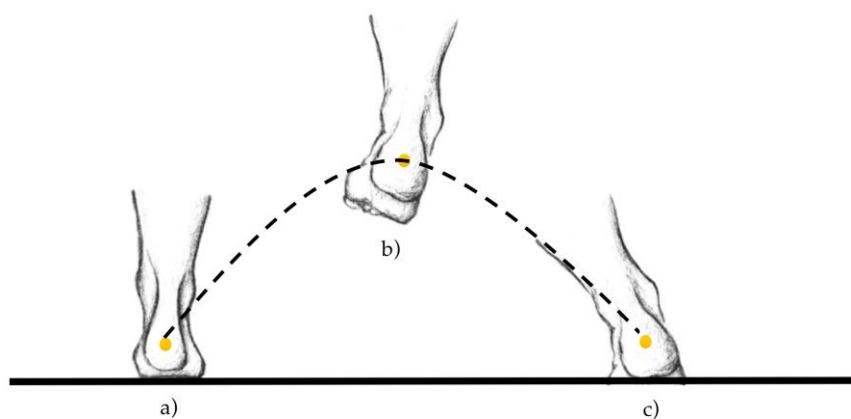


Figura 10 - Ilustração do deslocamento relativo ao último salto. O atleta parte da posição representada por a), com o pé em contacto com o solo em apoio unipodal. Realiza, de seguida, o último salto, passando pela posição b), efetuando a receção ao solo em c). O deslocamento corresponde à distância percorrida do ponto a) até ao ponto c) em três planos distintos: AP, ML e V.

## Estudo Estatístico

A análise estatística foi realizada com recurso ao programa *IBM SPSS Statistics®* versão 24.0, utilizando um nível de significância de 0,05.

Para detetar diferenças entre os momentos recorreu-se ao teste paramétrico ANOVA de medidas repetidas. A utilização dos testes não paramétricos prendeu-se com o baixo *n* amostral em cada grupo, assim como aos resultados do teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

Como estatística descritiva foi utilizada a média e respetivo desvio padrão (Marôco, 2014).





## Resultados

Após a realização do estudo estatístico dos dados obtidos, foi possível observar que relativamente à interação entre o fator fadiga e o tipo de chuteiras utilizadas não foram observadas diferenças estatisticamente significativas, quer nas variáveis de estabilidade quer nas variáveis cinemáticas.

Respeitante aos efeitos do modelo de chuteiras e à interação entre o fator fadiga e o modelo das chuteiras utilizadas, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas nas variáveis de estabilidade e cinemáticas.

No entanto, foram observadas diferenças estatisticamente significativas no que toca aos efeitos do fator fadiga, mais concretamente em relação ao IEPDV (p Value = 0.041) e ao Deslocamento AP (p Value = 0.002). Ambos tendem a aumentar com a fadiga muscular (*Tabela 1*).

Na Tabela 1 (abaixo) estão os valores da média  $\pm$  desvio-padrão das variáveis de estudo para os diferentes modelos de chuteiras. O IEPD e as respetivas componentes IEPDAP, IEPDML e IEPDV estão apresentadas sem unidades, constituindo índices que retratam a estabilidade. Quanto menor o valor, mais estável foi o salto do atleta (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). Os valores de TTSAP, TTSML e TTSV estão apresentados em segundos, e representam o tempo que um atleta demora transitar do estado dinâmico para o estático. O deslocamento AP, ML e V é o deslocamento em milímetros da chuteira, desde que o atleta inicia o último salto e efetua a receção ao solo, nos planos AP, ML e V, respetivamente. À direita da tabela encontram-se os *p Values* (poder observado) respetivos à interação do modelo da chuteira com a fadiga, ao efeito da fadiga e ao efeito dos modelos de chuteiras.

Tabela 1 – Efeitos do fator fadiga e do tipo de chuteira nas variáveis cinéticas e de estabilidade. Diferenças significativas assinaladas com asterisco (\*).

Variáveis de Estudo		Tipos de Chuteiras				Interação entre Fadiga e Chuteira	Efeitos da Fadiga	Efeitos do Tipo de Chuteira
		TF	HG	FG	Média ± Desvio Padrão			
IEPD	S/ Fadiga	0.76 ± 0.51	0.86 ± 0.88	0.75 ± 0.56	0.523 (0.154)	0.929 (0.051)	0.752 (0.93)	
	C/ Fadiga	0.74 ± 0.34	0.745 ± 0.43	0.86 ± 0.63				
IEPDAP	S/ Fadiga	0.20 ± 0.12	0.22 ± 0.15	0.23 ± 0.19	0.357 (0.224)	0.234 (0.216)	0.875 (0.070)	
	C/ Fadiga	0.28 ± 0.22	0.24 ± 0.17	0.23 ± 0.13				
IEPDML	S/ Fadiga	0.70 ± 0.53	0.79 ± 0.9	0.67 ± 0.56	0.445 (0.183)	0.797 (0.057)	0.630 (0.122)	
	C/ Fadiga	0.63 ± 0.36	0.66 ± 0.45	0.79 ± 0.65				
IEPDV	S/ Fadiga	0.10 ± 0.04	0.11 ± 0.04	0.10 ± 0.04	0.536 (0.150)	0.041 (0.543) *	0.446 (0.183)	
	C/ Fadiga	0.12 ± 0.05	0.12 ± 0.05	0.11 ± 0.04				
TEAP (s)	S/ Fadiga	1.27 ± 2.11	0.61 ± 1.90	0.62 ± 1.39	0.086 (0.49)	0.802 (0.057)	0.938 (0.059)	
	C/ Fadiga	0.33 ± 1.01	0.83 ± 2.17	1.11 ± 1.20				
TEML (s)	S/ Fadiga	3.48 ± 1.71	3.92 ± 2.35	4.29 ± 2.24	0.103 (0.459)	0.44 (0.117)	0.957 (0.056)	
	C/ Fadiga	3.94 ± 1.98	3.75 ± 1.67	3.36 ± 2.12				
TEV (s)	S/ Fadiga	2.35 ± 1.42	2.34 ± 1.53	2.34 ± 1.24	0.935 (0.06)	0.307 (0.17)	0.949 (0.057)	
	C/ Fadiga	2.07 ± 1.38	2.23 ± 1.51	2.16 ± 1.41				
Deslocamento AP (mm)	S/ Fadiga	79.96 ± 40.30	65.00 ± 34.81	69.20 ± 30.61	0.846 (0.074)	0.002 (0.901) *	0.369 (0.218)	
	C/ Fadiga	98.44 ± 37.64	98.28 ± 50.15	92.12 ± 40.84				
Deslocamento ML (mm)	S/ Fadiga	662.28 ± 136.52	674.88 ± 77.86	667.16 ± 84.49	0.846 (0.075)	0.781 (0.058)	0.492 (0.146)	
	C/ Fadiga	671.20 ± 88.11	685.48 ± 66.87	657.04 ± 71.64				
Deslocamento V (mm)	S/ Fadiga	277.28 ± 74.58	295.28 ± 64.45	310.08 ± 42.46	0.779 (0.087)	0.691 (0.067)	0.066 (0.510)	
	C/ Fadiga	283.48 ± 71.38	292.08 ± 77.48	315.44 ± 55.27				

## Discussão

O presente estudo foi realizado apenas com a participação de atletas do sexo masculino, tendo em conta que, segundo Kunz, 2007, cerca de 90% dos praticantes de futebol eram deste sexo. De forma a perceber qual a influência da fadiga muscular e do tipo de chuteiras utilizadas na estabilidade postural dinâmica foram utilizados dois métodos de cálculo: TE e IEPD. Segundo Simpson et al. (2018), estes são os métodos de avaliação mais utilizados na medição de estabilidade postural dinâmica (Simpson et al., 2018), sendo utilizados em conjunto com protocolos específicos como o *Side Hop Test* por constituírem uma avaliação de estabilidade mais próxima da natureza dinâmica associada à prática desportiva (Wikstrom, Tillman, Smith, et al., 2005). Adicionalmente, de forma a perceber como os diferentes tipos de modelos de chuteiras e como a fadiga muscular afeta a trajetória do salto do atleta, também se recorreu à medição do deslocamento do segmento do pé nos três eixos, considerando os planos AP, ML e V. O protocolo experimental foi realizado sobre um tapete de relvado artificial de terceira geração que, por ser resistente a alterações térmicas e suportar mais horas de utilização que os relvados naturais, é o tipo de terreno de jogo que tem sofrido um maior aumento de utilização, principalmente por clubs não profissionais (FIFA, 2015).

Relativamente às diferenças entre os três modelos de chuteiras, não existem diferenças estatisticamente significativas no IEPD, TE e deslocamento. Müller et al. (2010) sugere que as chuteiras compostas por pitões de menor altura, como as TF são as mais indicadas para relvado sintético de 3ª geração, penetrando por completo o solo e conferindo agilidade e estabilidade, ao invés dos outros dois modelos, que não penetram por completo no terreno (Müller et al., 2010). No presente estudo, não se verificaram diferenças entre os modelos no que toca a estabilidade. Esta ausência pode estar relacionada, por exemplo, com mecanismos de compensação por parte do atleta e estado/condições do terreno. Alguns estudos afirmam que a utilização de saltos laterais conjugados com a

utilização de medidas como TE e IEPD permitem aos atletas a utilização de estratégias de compensação no momento da receção ao solo (C. Brown et al., 2004; Ross, Guskiewicz, Yu, Carolina, & Hill, 2005). Apesar do controlo de cadência e distância mínima dos saltos laterais, estratégias de estabilização ao nível da anca, tronco e membros superiores podem ter diluído a influência das chuteiras durante a receção ao solo e o período de estabilização. Assim, no futuro, será importante incorporar uma análise cinemática de todo o corpo. Uma vez que já foram descritas estratégias de abdução dos membros superiores, no sentido de aumentar o controlo postural, possivelmente com o objetivo de diminuir a inércia rotacional. Alguns estudos sugerem que certos modelos não têm o mesmo desempenho em condições de terreno diferentes, como relvado desgastado ou até molhado (Müller et al., 2010; Sterzing et al., 2010), pelo que a utilização de um relvado novo e em perfeitas condições poderá também contribuir para a ausência de diferenças entre modelos. Apesar de não ser estatisticamente significativa, observou-se uma tendência para o aumento do deslocamento V com o aumento da altura dos pitons entre os três modelos, podendo constituir um mecanismo de compensação por parte dos atletas. Desta forma, os atletas parecem optar por um salto mais vertical, eventualmente com o intuito de reduzir o índice de tração ML, potencialmente lesivo quando relacionado com o mecanismo de entorse lateral do tornozelo (Sterzing, 2016).

Para a indução de fadiga optou-se por estabelecer um valor pré-definido de fadiga, através do cálculo do *peak torque*. Enquanto um valor pré-definido de repetições pode induzir níveis de fadiga muscular em diferentes atletas e a indução de fadiga até à exaustão poder estar associada a um maior risco de ocorrência de entorse lateral do tornozelo, este tipo de protocolo permite induzir fadiga de uma forma mais uniforme e controlada. Relativamente ao fator fadiga foram observadas diferenças estatisticamente significativas relativamente ao IEPDV e ao deslocamento AP, tendo estes registado valores indicativos de um pior desempenho no momento pós fadiga. Assim, os resultados parecem estar de acordo com a hipótese de que a fadiga pode comprometer o controlo postural. Paillard (2012) distingue dois tipos de fadiga: fadiga associada a uma atividade muscular geral e fadiga muscular local que, apesar muito diferentes,

ambas afetam o sistema de controlo postural (P. A. Gribble & Hertel, 2004a; Lepers et al., 1997; Paillard, 2012). A prática de atividade muscular geral afeta a integração de informação sensorial propriocetiva bem como a eficiência do sistema muscular, tendo também impacto em sistemas sensoriais como o visual e o vestibular (Lepers et al., 1997; Nardone et al., 1997). Por outro lado, o exercício muscular localizado utiliza o movimento de poucas articulações e também pode influenciar o controlo postural, fatigando os músculos posturais, como os músculos eversores do tornozelo, através de contrações voluntárias (P. A. Gribble & Hertel, 2004a; Paillard, Maitre, et al., 2010; Paillard, Margnes, et al., 2010; Yaggie & McGregor, 2002).

A fadiga muscular induzida pela repetição de contrações musculares voluntárias (gerais ou locais) leva à alteração da produção de potenciais de ação nas fibras nervosas dos neurónios motores (Allen et al., 2008) diminuindo a excitabilidade muscular e a força gerada (Hunter et al., 2004). Por outro lado, o ácido láctico produzido nas fibras musculares, e o consequente aumento de iões  $H^+$  provoca a descida do pH, afetando o controlo postural (Surenkok et al., 2008). Desta forma, a latência muscular aumenta (Mello et al., 2007) e a fadiga gerada, por exemplo, na musculatura estabilizadora do tornozelo, cria um défice na propriocepção que atrasa a resposta protetora do tornozelo (Lundin et al., 1993; Paillard, 2012).

Observou-se uma diferença estatisticamente significativa relativamente ao deslocamento AP, sendo superior no momento após fadiga. Harkins (2015) assumem que, ao fatigar a musculatura AP do tornozelo, os músculos ML tomam um papel dominante na estabilização, refletindo uma mudança na estratégia de equilíbrio utilizada pelos atletas, em conjunto com o recrutamento de músculos proximais (Harkins et al., 2005). Estudos referem que efeitos de fadiga localizada são facilmente compensados através do recrutamento de novas unidades motoras (Strang & Berg, 2009) e ativação de músculos anteriormente não ativados (Shiravi et al., 2017). Aqui, após a realização do protocolo de fadiga dos músculos peroniais, verificou-se que os praticantes não apresentavam um deslocamento puramente medio-lateral, optando por uma abordagem com um maior deslocamento anterior, o que pode ser possivelmente uma estratégia

compensatória dos atletas para minimizar o recrutamento da musculatura ML. É possível que, aquando a receção ao solo, este deslocamento leve ao recrutamento da musculatura AP, como por exemplo dos músculos dorsiflexores e flexores plantares, podendo provocar a subida e descida do centro de massa, o que levaria ao aumento do IEPDV, verificado no presente estudo. Assim, o deslocamento do segmento pé no sentido AP parece ajudar a interpretar os resultados do IEPDV. Wikstrom et al. (2008) concluíram que a direção em que são efetuados os protocolos de salto influencia os resultados dos índices de estabilidade postural dinâmica e, mais concretamente, que o IEPDV sofre um aumento quando o protocolo de salto é modificado de ML para AP (Wikstrom et al., 2008). Esta observação pode auxiliar na compreensão dos resultados obtidos pelo presente estudo. Wikstrom et al. (2008) sugeriram, no entanto, que esta alteração se devia ao facto de atletas com trajetórias de salto maiores possuírem receções ao solo com maiores GRF no plano vertical, causando um aumento do IEPDV (Wikstrom et al., 2008).

O estudo realizado possui algumas limitações. No estudo de Silva et al. (2017) recorreu-se à utilização de eletromiografia, pelo que um protocolo de fadiga geral teria tido influência negativa na aquisição de sinais eletromiográficos, uma vez que o suor iria provocar alterações, impossibilitando estas medições. Este fator em conjunto com fatores logísticos impossibilitou a realização de um protocolo de fadiga de outra natureza.

A utilização de um protocolo de fadiga muscular localizada não possui as mesmas características de um protocolo de fadiga geral. Em estudos futuros, a utilização de protocolos de fadiga mais perto de uma situação de jogo (Malmir et al., 2017) ou então de músculos proximais (como músculos do joelho ou coxa, por exemplo) é recomendada, existindo vários estudos que concluíram que esta pode ser mais eficaz na perturbação do sistema de controlo postural (P. A. Gribble & Hertel, 2004b; P. Gribble et al., 2004), uma vez que a fadiga de musculatura distal induz o recrutamento da musculatura proximal para contrariar as perturbações (Paillard, 2012). No entanto é recomendado que a realização de um protocolo de fadiga mais exigente tenha em conta fatores éticos, podendo aumentar em demasia o risco de ocorrência de entorse lateral do tornozelo. Além

disso, a aplicação deste tipo de protocolos pode acarretar problemas de uniformização de fadiga dos indivíduos em estudo.





## Conclusão e Perspetivas Futuras

Os resultados deste estudo indicam que diferentes modelos de chuteiras não influenciam a estabilidade dinâmica postural de futebolistas saudáveis sem histórico de entorses do tornozelo em relvado artificial de terceira geração após receção ao solo decorrente do *Side Hop Test*. Contudo o protocolo de fadiga específico para a musculatura eversora parece influenciar negativamente o controlo postural expresso por um maior IEPDV e um maior deslocamento AP do segmento do pé do atleta. Estas conclusões estão inevitavelmente associadas às particularidades do estudo, tais como o facto do relvado artificial de terceira geração se apresentar seco e em perfeitas condições e os atletas não apresentarem histórico prévio de entorse do tornozelo.

A realização desta dissertação permitiu perceber de uma forma mais aprofundada, de que forma é que a interação entre o atleta e o terreno de jogo influencia a estabilidade do atleta em relvado artificial de terceira geração, um dos tipos de terreno de jogo que tem vindo a ser cada vez mais utilizado em todo o mundo, bem como o efeito da fadiga nesta variável. Apesar de não terem sido observadas diferenças relativamente aos diferentes modelos de chuteiras testados, observaram-se diferenças significativas no que toca ao deslocamento AP e à variável IEPDV, o que pode constituir um mecanismo de compensação de fadiga da musculatura ML ou até dos diferentes modelos de chuteiras.

Em estudos futuros, será importante a utilização de protocolos de fadiga com efeito na musculatura proximal para evidenciar de forma mais pronunciada os efeitos da fadiga e possivelmente minimizar a capacidade dos mecanismos de compensação dos atletas. Por outro lado, a utilização de protocolos mais desafiantes e imprevisíveis também poderão evidenciar efeitos dos modelos de chuteiras na estabilidade e, conseqüentemente, na predisposição de ocorrência de entorse lateral do tornozelo. Da mesma forma, testes em relvados artificiais com mais uso e em condições mais variadas, como seco ou húmido, têm-se

provado eficientes na observação de diferenças entre modelos de chuteiras, o que constitui um fator de elevada importância para estudos futuros.

Finalmente, tendo em conta o estudo realizado, é possível afirmar que a indução de fadiga muscular na musculatura estabilizadora ML do tornozelo pode induzir alterações na trajetória do atleta quando efetua um *Side Hop Test*. Apesar de não terem sido observadas diferenças significativas relativamente aos diferentes modelos de chuteiras, é possível que esta mudança de trajetória possa constituir um mecanismo de compensação de fadiga ou até de alterações que os modelos das chuteiras possam induzir.

## Referências

- Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue : Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*, 88, 287–332. <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2007>.
- Andersson, H., Ekblom, B., & Krustup, P. (2008). Elite football on artificial turf versus natural grass : Movement patterns , technical standards , and player impressions. *Journal of Sports Sciences*, 26(2), 113–122. <https://doi.org/10.1080/02640410701422076>
- Bennett, H. J., Brock, E., Brosnan, J. T., Sorocean, J. C., & Zhang, S. (2015). Effects of Two Football Stud Types on Knee and Ankle Kinetics of Single-Leg Land-Cut and 180 ° Cut Movements on Infilled Synthetic Turf. *Journal of Applied Biomechanics*, 31, 309–317.
- Beynnon, B. D., Murphy, D. F., & Alosa, D. M. (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains : A Literature Review. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 376–380.
- Brazen, D. M., Todd, M. K., Ambegaonkar, J. P., Wunderlich, R., & Peterson, C. (2010). The Effect of Fatigue on Landing Biomechanics in Single-Leg Drop Landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20, 286–292.
- Brockett, C. L., & Chapman, G. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Brown, C. N., Bowser, B., & Orellana, A. (2010). Dynamic Postural Stability in Females with Chronic Ankle Instability. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 42(12), 2258–2263. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181e40108>
- Brown, C., Ross, S., Mynark, R., & Guskiewicz, K. (2004). Assessing Functional Ankle Instability With Joint Position Sense , Time to Stabilization and Electromyography. *Journal of Sport Rehabilitation*, 13, 122–134.
- Burcal, C. J., Sandrey, M. A., Hubbard-turner, T., Mckeen, P. O., & Wikstrom, E. A. (2018). balance training in chronic ankle instability patients. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.11.001>
- Clarke, J. D., & Carré, M. J. (2010). Improving the performance of soccer boots on artificial and natural soccer surfaces. In *Procedia Engineering* (Vol. 2, pp. 2775–2781). <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.065>
- Clercq, D. De, Debuyck, G., Gerlo, J., Rambour, S., Segers, V., & Van, I. (2014).

- Cutting performance wearing different studded soccer shoes on dry and wet artificial turf. *Footwear Science*, 6(2), 81–87.  
<https://doi.org/10.1080/19424280.2014.895056>
- Colby, S. M., Hintermeister, R. A., Torry, M. R., & Steadman, R. (1999). Lower Limb Stability With ACL Impairment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(8), 444–454.
- Conenello, R. M. (2010). Soccer. In *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 421–429).
- Docherty, C. L., Gansneder, B. M., Arnold, B. L., & Shepard, R. (2006). Development and Reliability of the Ankle Instability Instrument. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 154–158.
- Doherty, C., Delahunt, E., Caulfield, B., Hertel, J., Ryan, J., & Bleakley, C. (2013). The Incidence and Prevalence of Ankle Sprain Injury : A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Epidemiological Studies. *Sports Med.*  
<https://doi.org/10.1007/s40279-013-0102-5>
- Ebben, W. P., VanderZanden, T., Wurm, B. J., & Petushek, E. J. (2010). Evaluating Plyometric Exercises Using Time to Stabilization. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(2), 300–306.
- Ekstrand, J., & Tropp, H. (1990). The Incidence of Ankle Sprains in Soccer. *Foot & Ankle*, 11, 41–44.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72(5), 1631–1648.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1631>
- FIFA. (2015). *FIFA Quality Programme for Football Turf*.
- Forestier, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2000). Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Official Journal of the American College of Sports Medicine*, 117–122.
- Fox, Z. G., Mihalik, J. P., Blackburn, J. T., Battaglini, C. L., & Guskiewicz, K. M. (2008). Return of Postural Control to Baseline After Anaerobic and Aerobic Exercise Protocols. *Journal of Athletic Training*, 43(5), 456–463.
- Fransz, D. P., Huurnink, A., Boode, V. A. De, & Kingma, I. (2015). Time to stabilization in single leg drop jump landings : An examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. *Gait & Posture*, 41, 63–69.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.018>
- Freeman, A. R., Dean, R. E., & Hanham, I. W. F. (1965). The Etiology and Prevention of Functional Instability of the Foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery*,

47 B(4), 678–685.

- Gehring, D., Rott, F., Stapelfeldt, B., & Gollhofer, A. (2007). Effect of Soccer Shoe Cleats on Knee Joint Loads. *International Journal of Sports Medicine*, 28, 1030–1034. <https://doi.org/10.1055/s-2007-965000>
- Glasgow, M., Jackson, A., & Jamieson, A. M. (1980). Instability of the Ankle after Ligament Injury to the Lateral Ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62-B(2), 196–200.
- Golanó, P., Dalmau-pastor, M., Vega, J., & Batista, J. P. (2014). Anatomy of the Ankle. <https://doi.org/10.1007/978-2-8178-0523-8>
- Golanó, P., Vega, J., & Leeuw, P. A. J. De. (2010). Anatomy of the ankle ligaments : a pictorial essay. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18, 557–569. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1100-x>
- Goldie, P. A., Bach, T. M., & Evans, O. M. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(7), 510–517. Retrieved from <https://eurekamag.com/research/007/357/007357754.php>
- Granacher, U., Gruber, M., Förderer, D., Strass, D., & Gollhofer, A. (2010). Effects of ankle fatigue on functional reflex activity during gait perturbations in young and elderly men. *Gait & Posture*, 32(1), 107–112. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.016>
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004a). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 641–646. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.05.001>
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004b). Effect of Lower-Extremity Muscle Fatigue on Postural Control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 589–592. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.031>
- Gribble, P. A., Mitterholzer, J., & Myers, A. N. (2012). Normalizing considerations for time to stabilization assessment. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15, 159–163. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.07.012>
- Gribble, P. A., & Robinson, R. H. (2009). Alterations in Knee Kinematics and Dynamic Stability Associated With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 44(4), 350–355.
- Gribble, P., Hertel, J., Denegar, C., & Buckley, W. (2004). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 39(4), 321–329.
- Gutierrez, G. M., Jackson, N. D., Dorr, K. A., Margiotta, S. E., & Kaminski, T. W. (2007). Effect of Fatigue on Neuromuscular Function at the Ankle. *Journal of*

*Sport Rehabilitation, 16*, 295–306.

- Hargreaves, M. (2005). Metabolic factors in fatigue. *Sports Science Exchange* 98, 18(3).
- Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R., & Mccrory, J. L. (2005). Effects of 2 Ankle Fatigue Models on the Duration of Postural Stability Dysfunction. *Journal of Athletic Training, 40*(3), 191–196.
- Hawkins, R. D., & Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British Journal of Sports Medicine, 33*(3), 196–203.
- Hennig, E. M. (2011). The Influence of Soccer Shoe Design on Player Performance and Injuries. *Research in Sports Medicine, 19*, 186–201. <https://doi.org/10.1080/15438627.2011.582823>
- Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training, 37*(4), 364–375.
- Hoffman, M., Schrader, J., & Koceja, D. (1999). An investigation of postural control in postoperative anterior cruciate ligament reconstruction patients. *Journal of Athletic Training, 34*(2), 130–136. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558555>
- Hunter, S. K., Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2004). Muscle Fatigue and the Mechanisms of Task Failure. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 32*(2), 44–49.
- Jacob MA, L. (2016). Proprioception. *Salem Press Encyclopedia of Health*. Retrieved from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ers&AN=87324498&site=eds-live>
- Kaila, R. (2007). Influence of Modern Studded and Bladed Soccer Boots and Sidestep Cutting on Knee Loading During Match Play Conditions. *The American Journal of Sports Medicine, 35*(9), 1528–1536. <https://doi.org/10.1177/0363546507300257>
- Kaminski, T. W., Atc, R., Editor, C., Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Hill, C. (2003). Time to Stabilization: A Method for Analyzing Dynamic Postural Stability, 8(3), 37–39.
- Kunugi, S., Masunari, A., Yoshida, N., & Miyakawa, S. (2017). Postural stability and lower leg muscle activity during a diagonal single-leg landing differs in male collegiate soccer players with and without functional ankle instability. *Journal of Fitness and Sports Medicine, 6*(4), 257–265. <https://doi.org/10.7600/jpfsm.6.257>

- Kunz, M. (2007). Big Count - 265 million playing football. *FIFA Magazine*, (July), 10–15.
- Lees, A., & Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 16(3), 211–234.
- Lepers, R., Bigard, A. X., Diard, J.-P., Gouteyron, J.-F., & Guezennec, C. Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 55–61.
- Lion, A., Bosser, G., Gauchard, G. C., Djaballah, K., Mallié, J., & Perrin, P. P. (2010). Exercise and dehydration: A possible role of inner ear in balance control disorder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 1196–1202. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.016>
- Liu, K., Glutting, J., Wikstrom, E., Gustavsen, G., Royer, T., & Kaminski, T. W. (2013). Examining the diagnostic accuracy of dynamic postural stability measures in differentiating among ankle instability status. *Clinical Biomechanics*, 28, 211–217. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.11.003>
- Lundin, T. M., Feuerbach, J. W., & Grabiner, M. D. (1993). Effect of Plantar Flexor and Dorsiflexor Fatigue on Unilateral Postural Control. *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 191–201.
- Malmir, K., Olyaei, G. R., Talebian, S., Jamshidi, A. A., & Ganguie, M. A. (2017). Effects of peroneal muscles fatigue on dynamic stability following lateral hop landing: time to stabilization vs. dynamic postural stability index. *Journal of Sport Rehabilitation*.
- Marôco, J. (2014). *Análise estatística com o SPSS Statistics. Análise e Gestão da Informação*.
- Marshall, P. W. M., McKee, A. D., & Murphy, B. A. (2009). Impaired Trunk and Ankle Stability in Subjects with Functional Ankle Instability. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 41(8), 1549–1557. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31819d82e2>
- Mawston, G. A., McNair, P. J., & Boocock, M. G. (2007). The effects of prior warning and lifting-induced fatigue on trunk muscle and postural responses to sudden loading during manual handling. *Ergonomics*, 50(12), 2157–2170. <https://doi.org/10.1080/00140130701510139>
- Mcghie, D., & Ettema, G. (2013). Biomechanical analysis of traction at the shoe-surface interface on third-generation artificial turf. *Sports Engineering*, 16, 71–80. <https://doi.org/10.1007/s12283-013-0115-1>
- Mello, R. G. T., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2007). Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 739–746. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.011>

- Meyers, M. C. (2017). Incidence , Mechanisms , and Severity of Match-Related Collegiate Men ' s Soccer Injuries on FieldTurf and Natural Grass Surfaces A 6-Year Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine Surface*, 45(3), 708–718. <https://doi.org/10.1177/0363546516671715>
- Mohammadi, F. (2007). Comparison of 3 Preventive Methods to Reduce the Recurrence of Ankle Inversion Sprains in Male Soccer Players. *Reducing Ankle Inversion Sprains*, 35(6), 922–926. <https://doi.org/10.1177/0363546507299259>
- Müller, C., Sterzing, T., Lange, J., & Thomas, L. (2010). Comprehensive evaluation of player- surface interaction on artificial soccer turf. *Sports Biomechanics*, 9(3), 193–205. <https://doi.org/10.1080/14763141.2010.511679>
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105, 309–320.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control : A review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 36, 162–176. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Paillard, T., Maitre, J., Chaubet, V., & Borel, L. (2010). Stimulated and voluntary fatiguing contractions of quadriceps femoris differently disturb postural control. *Neuroscience Letters*, 477, 48–51. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.04.034>
- Paillard, T., Margnes, E., Maitre, J., Chaubet, V., François, Y., Jully, J. L., ... Borel, L. (2010). Electrical Stimulation Superimposed Onto Voluntary Muscular Contraction Reduces Deterioration of both Postural Control and Quadriceps Femoris Muscle Strength. *Neuroscience*, 165(4), 1471–1475. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.11.052>
- Parker, K. (2000). Use of force platforms in physics and sport. *Physics Education*, 36(1), 18–22. <https://doi.org/10.1088/0031-9120/36/1/303>
- Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Giakas, G., Jamurtas, A. Z., Pappas, A., & Koutedakis, Y. (2007). The Effect of Eccentric Exercise on Position Sense and Joint Reaction Angle of the Lower Limbs. *Muscle & Nerve*, 35, 496–503. <https://doi.org/10.1002/mus.20723>
- Queen, R. M., Charnock, B. L., Jr, W. E. G., Hardaker, W. M., & Sims, E. L. (2008). A comparison of cleat types during two football- specific tasks on FieldTurf. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 278–284. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.036517>
- Riemann, B. L., Caggiano, N. A., & Lephart, S. M. (1999). Examination of a Clinical Method of Assessing Postural Control During a Functional Performance Task.



- Journal of Sport Rehabilitation*, 8, 171–183.
- Ross, S. E., & Guskiewicz, K. M. (2004). Examination of Static and Dynamic Postural Stability in Individuals With Functionally Stable and Unstable Ankles. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 14(6), 13–15.
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., Yu, B., Carolina, N., & Hill, C. (2005). Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 298–304.
- Saunders, N. W., Hanson, N. J., Koutakis, P., Chaudhari, A. M., & Devor, S. T. (2013). Figure Skater Level Moderates Balance Training. *International Journal of Sports Medicine*, 34, 345–349.
- Sell, T. C. (2012). Physical Therapy in Sport An examination , correlation , and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy , physically active adults. *Physical Therapy in Sport*, 13, 80–86. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.06.006>
- Shaw, M. Y., Gribble, P. A., & Frye, J. L. (2008). Ankle Bracing, Fatigue, and Time to Stabilization in Collegiate Volleyball Athletes. *Journal of Athletic Training*, 43(2), 164–171. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.2.164>
- Shiravi, Z., Shadmehr, A., Moghadam, S. T., & Moghadam, B. A. (2017). Comparison of dynamic postural stability scores between athletes with and without chronic ankle instability during lateral jump landing. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 7(1), 119–124.
- Shultz, S. J., Perrin, D. H., Adams, J. M., Arnold, B. L., Gansneder, B. M., & Granata, K. P. (2000). Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(3), 159–170. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00002-X](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00002-X)
- Silva, D. C. F., Macedo, R., Montes, A. M., Santos, R., Vilas-Boas, J. P., & Sousa, A. S. P. (2019). Does the cleat model interfere with ankle sprain risk factors in artificial grass ? *Clinical Biomechanics*, 63, 119–126. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.03.004>
- Silva, D. C. F., Santos, R., Vilas-boas, J. P., Macedo, R., Montes, A. M., & Sousa, A. S. P. (2017a). Influence of Cleats-Surface Interaction on the Performance and Risk of Injury in Soccer: A Systematic Review. *Applied Bionics and Biomechanics*. <https://doi.org/10.1155/2017/1305479>
- Silva, D. C. F., Santos, R., Vilas-boas, J. P., Macedo, R., Montes, A. M., & Sousa, A. S. P. (2017b). The influence of different soccer cleat type on kinetic , kinematic and neuromuscular ankle variables in artificial turf. *Footwear Science*, 9(1), 21–31. <https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1240246>

- Silva, D. C. F., Vilas-boas, J. P., Mesquita, C. C., Maia, J., Santos, R., André, T., ... Sousa, A. S. P. (2018). Cross-cultural adaptation and measurement properties of the Portuguese version of the Ankle Instability Instrument. *Trends in Sport Sciences*, 4(25), 187–194. <https://doi.org/10.23829/TSS.2018.25.4-3>
- Simpson, J. D., Stewart, E. M., Macias, D. M., Chander, H., & Adam, C. (2018). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.06.003>
- Smith, N., Dyson, R., & Janaway, L. (2004). Ground reaction force measures when running in soccer boots and soccer training shoes on a natural turf surface. *Sports Engineering*, 7, 159–167.
- South, M., & George, K. P. (2007). The effect of peroneal muscle fatigue on ankle joint position sense. *Physical Therapy in Sport*, 8, 82–87. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.12.001>
- Steib, S., Zech, A., Hentschke, C., & Pfeifer, K. (2013). Fatigue-Induced Alterations of Static and Dynamic Postural Control in Athletes With a History of Ankle Sprain. *Journal of Athletic Training*, 48(2), 203–208. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.1.08>
- Sterzing, T. (2016). Soccer boots and playing surfaces, (9), 179–202.
- Sterzing, T., Müller, C., Hennig, E. M., & Milani, T. L. (2009). Actual and perceived running performance in soccer shoes: A series of eight studies. *Footwear Science*, 1(1), 5–17. <https://doi.org/10.1080/19424280902915350>
- Sterzing, T., Müller, C., & Milani, T. L. (2010). Traction on artificial turf: development of a soccer shoe outsole. *Footwear Science*, 2(1), 37–49. <https://doi.org/10.1080/19424281003685678>
- Sterzing, T., Müller, C., Schwanitz, S., Odenwald, S., & L. Milani, T. (2008). *Discrepancies between mechanical and biomechanical measurements of soccer shoe traction on artificial turf*.
- Strang, A. J., & Berg, Æ. W. P. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. *Experimental Brain Research*, 197, 245–254. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1908-0>
- Strang, A. J., Berg, W. P., & Hieronymus, M. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. *Experimental Brain Research*, 197(3), 245–254. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1908-0>
- Surenkok, O., Kin-isler, A., & Aytar, A. (2008). Effect of Trunk-Muscle Fatigue and

- Lactic Acid Accumulation on Balance in Healthy Subjects. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17, 380–386.
- Tohyama, H., Beynnon, B. D., Renstrom, P. A., Theis, M. J., Fleming, B. C., & Pope, M. H. (1995). Biomechanical Analysis of the Ankle Anterior Drawer Test for Anterior Talofibular Ligament Injuries. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(4), 609–614.
- Tulloch, E., Phillips, C., Sole, G., Carman, A., & Abbott, J. H. (2012). DMA Clinical Pilates Directional-Bias Assessment: Reliability and Predictive Validity. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(8), 676–687. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3790>
- Vuillerme, N., Burdet, C., Isableu, B., & Demetz, S. (2006). The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye–visual target distance. *Gait & Posture*, 24(2), 169–172. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.07.011>
- Vuillerme, N., & Hintzy, F. (2007). Effects of a 200 W – 15 min cycling exercise on postural control during quiet standing in healthy young adults. *European Journal of Applied Physiology*, 100, 169–175. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0419-6>
- Webster, K. A., & Gribble, P. A. (2010). Time to Stabilization of Anterior Cruciate Ligament– Reconstructed Versus Healthy Knees in National Collegiate Athletic Association Division I Female Athletes. *Journal of Athletic Training*, 45(6), 580–585.
- Wikstrom, E. A., Arrigenna, M. A., Tillman, M. D., Borsa, P. A., Wikstrom, E. A., Arrigenna, M. A., ... Borsa, P. A. (2006). Dynamic Postural Stability in Subjects With Braced , Functionally Unstable Ankles, 41(3), 245–250.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247–253.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., & Borsa, P. A. (2005). Detection of Dynamic Stability Deficits in Subjects with Functional Ankle Instability. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 37(2), 169–175. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000149887.84238.6C>
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Schenker, S. M., & Borsa, P. A. (2008). Jump-landing direction influences dynamic postural stability scores. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11, 106–111. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.02.014>
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., & Borsa, P. A. (2005). A New Force-Plate Technology Measure of Dynamic Postural Stability: The Dynamic Postural Stability Index. *Journal of Athletic Training*, 40(4), 305–309.

- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., Mahieu, N., Bourdeaudhuij, I. De, & Clercq, D. De. (2005). Intrinsic Risk Factors for Inversion Ankle Sprains in Male Subjects A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 415–423. <https://doi.org/10.1177/0363546504268137>
- Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., & Clercq, D. De. (2002). Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 487–493.
- Wright, C. J., Arnold, B. L., & Ross, S. E. (2016). Altered Kinematics and Time to Stabilization During Drop-Jump Landings in Individuals With or Without Functional Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 51(1), 5–15. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.2.10>
- Yaggie, J. A., & McGregor, S. J. (2002). Effects of Isokinetic Ankle Fatigue on the Maintenance of Balance and Postural Limits. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(February), 224–228. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.28032>
- Yiou, E., Heugas, A. M., Mezaour, M., & Le Bozec, S. (2009). Effect of lower limb muscle fatigue induced by high-level isometric contractions on postural maintenance and postural adjustments associated with bilateral forward-reach task. *Gait & Posture*, 29(1), 97–101. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.003>